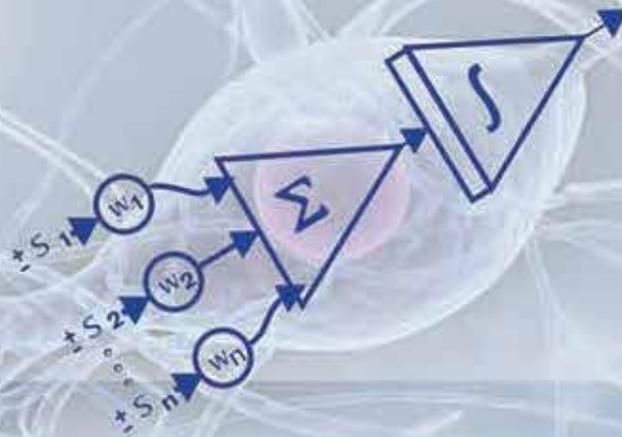




# INTRODUCCIÓN AL BIOELECTROMAGNETISMO Y BIOSEÑALES



Pedroza • Fraguela • Chavira • Durán



# **Introducción al Bioelectromagnetismo y Bioseñales**



# **Introducción al Bioelectromagnetismo y Bioseñales**



## INTRODUCCIÓN AL BIOELECTROMAGNETISMO Y BIOSEÑALES



Copyright © 2015  
Corporativo Intermédica, S.A. de C.V.  
1a. Cda. 20 de Noviembre, Lt. 1, Mz. 3  
Col. 12 de Diciembre C.P. 09870,  
México, D.F.  
Tel./Fax (52 55) 5607 1236, Tel. 5695 3661  
www.corintereditorial.com  
e-mail: corinter@corinter.com.mx  
corintereditorial@live.com.mx

Todos los derechos reservados. Este libro está protegido por los derechos de autor. Ninguna parte de esta publicación puede ser reproducida, almacenada en un sistema de recuperación, o transmitida en forma alguna y por ningún medio electrónico o mecánico, incluyendo fotocopias, sin autorización previa del editor.

Miembro de la Cámara Nacional de la Industria Editorial Mexicana  
Registro No. 2860

**Primera edición, 2015**  
**ISBN 978-607-7618-47-8**

El contenido del libro es responsabilidad exclusiva de los autores. El editor no se responsabiliza de ninguno de los conceptos, recomendaciones, dosis, etc., transcritos por los autores y su aplicación queda a criterio de los lectores.

ESTUVIERON AL CUIDADO Y EDICIÓN DE LA OBRA:

RAÚL COLÍN INIESTRA  
**Coordinador Editorial**

MARÍA DE LA LUZ GUERRA COLMENERO  
**Corrección bibliográfica**

D.G. LAURA EUGENIA PÉREZ AGUIJOSA  
**Diseño Gráfico**

D.G. ISABEL MARIANO FIERRO  
**Diseño de portada**

Impreso en México / Printed in Mexico

# Autores

---

## **Dr. Alejandro Pedroza Meléndez**

Licenciatura en Ingeniería en Comunicaciones y Electrónica, ESIME-IPN, Maestría en Ciencias especialidad en Bioelectrónica en el CINVESTAV-IPN, Doctorado en Ingeniería Biomédica en la UPAEP. Fundador y Director del Departamento de Semiconductores (1976-1986), Fundador y Director del Departamento de Microelectrónica de la BUAP. Fundador y Asesor del Departamento de Ingeniería Biomédica del DIF-CREE Puebla, donde se implantaron más de 90 prótesis con tecnología nacional (1993-2003). Ha trabajado en instrumentación biomédica, microelectrónica en medicina, ha diseñado y construido simuladores de laparoscopia que han sido utilizados por médicos cirujanos tanto mexicanos como del extranjero. Ha desarrollado más de 120 instrumentos en las siguientes áreas: semiconductores, microelectrónica, instrumentación biomédica y robótica. De 1993 a 2000 fue Director Técnico Nacional de proyecto SATEX.1. Ha publicado más de 100 artículos nacionales e internacionales, ha escrito 3 libros. Ha sido invitado como Profesor-Investigador en Japón, España, Brasil, Argentina, Uruguay, Colombia, Perú, República Dominicana, Estados Unidos. Ha recibido innumerables reconocimientos Nacionales como Internacionales, en 1983 recibió el Premio Nacional de Tecnología, CONCYTEP, Puebla. Miembro del SIN 1984. En 1992 dirigió y construyó el primer Robot Pianista *Don Cuco el Guapo*, con inteligencia artificial. Desde 1997 es miembro de la Academia Mexicana de Cirugía en el sitio de Ingeniería Biomédica. Miembro de la Academia de Ingeniería.

## **Dr. Andrés Fraguela Collar**

Licenciatura y Maestría en Matemáticas en la Universidad de La Habana, PhD en Físico Matemáticas en la Univ. M.V. Lomonosov de Moscú, Doctorado de Estado en Ciencias en la Univ. M.V. Lomonosov de Moscú y el Instituto de Matemáticas de la Academia de Ciencias de la URSS. Especialista en Análisis y Modelación Matemática con cuatro libros y 110 artículos científicos publicados. Premio Nacional de la Sociedad

Cubana de Matemáticas y Computación de Cuba (1981), Premio Nacional de Ciencia y Tecnología en Cuba (1985), Premio al mejor trabajo en las áreas de Ingeniería, Matemática y Física de la Academia de Ciencias de Cuba (1991), Premio Estatal de Ciencia y Tecnología del Estado de Puebla, en el área de Ciencias Naturales (2007), Miembro del SNI (desde 1992), Miembro Regular de la Academia Mexicana de Ciencias (desde 2010), Miembro de la Red de Modelación Matemática y Computacional de CONACyT (desde 2010).

## **Dra. Elsa Chavira Martínez**

Licenciatura en Física en la Facultad de Ciencias Físico-Matemáticas de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla (BUAP), Maestría en Ciencias en Física del Estado Sólido en el Instituto de Física Luis Rivera Terrazas de la BUAP, PhD en Ingeniería Biomédica en la Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla, UPAEP-CIP. Especialista en: Microelectrónica, en el crecimiento de silicio por la Técnica Czochralski, en el diseño, desarrollo y fabricación de circuitos integrados de aplicación específica, ASIC, como el BRAMEX.1, microprocesador de 8 bits, diseñado entre Brasil y México, microprocesador de 16 bits ILA9200, proyecto Ibero Latino Americano aplicado en el Robot Pianista *Don Cuco el Guapo*, para presentarse en la Exposición Mundial de Sevilla, España, en 1992. Miembro del SIN 1985. Experta en el diseño, desarrollo y fabricación de celdas fotovoltaicas de silicio con calidad espacial, para el subsistema de potencia del micro-satélite experimental mexicano en telecomunicaciones, SATEX.1. Diseña, desarrolla y construye Sistemas Micro Electro Mecánicos Bioquímicos, BioMEMS para el diseño de Lab-on a Chip, micro-laboratorios para diagnóstico y liberación de medicamentos, bio-sensores, entre otras aplicaciones en la Ingeniería Biomédica. Ha publicado varios artículos científicos, dirigido tesis, impartido cursos a nivel de licenciatura y posgrado.

## **M. en C. Rafael Durán López**

Licenciatura en Electrónica en la Facultad de Ciencias de la Electrónica, (FCE) de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla. Maestría en Ciencias en Electrónica con la Especialidad en Automatización en BUAP-FCE, candidato a Doctor en Ingeniería Biomédica en la Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla, UPAEP-CIP. Especialista en Automatización y Control. Ha trabajado en instrumentación médica y en Sistemas Micro Electro Mecánicos aplicados a la medicina, BioMEMS. Ha publicado artículos especializados en esta área.

# Prólogo

---

**E**ste trabajo es resultado de un curso diseñado para estudiantes de medicina, ingeniería electrónica, física y computación, para entender los conceptos fundamentales del comportamiento del sistema neuronal partiendo desde la función celular, como un modelo eléctrico funcional desarrollando modelos a nivel de circuitos eléctricos y electrónicos, así mismo, su modelo matemático.

En esta obra se desarrollan analogías de modelos biológicos, como es el sistema nervioso, llevado a modelos eléctricos.

En el capítulo 1 se analiza el concepto de electricidad desde conceptos básicos. En el 2 se refiere a entender el comportamiento del campo magnético y electromagnetismo. El 3 es una introducción a la anatomía y fisiología de la célula, donde se estudian los fenómenos bioelectromagnéticos de la célula y sus analogías con circuitos eléctricos, así como los mecanismos de transporte.

En el 4 se presenta el procesamiento de señales en la medicina, desde una introducción de lo que son las bioseñales, hasta su empleo en el proceso para obtener resultados útiles que se usan principalmente en este campo; estos procesos se ven reflejados en instrumental médico para monitorear signos vitales o dar un diagnóstico de la salud de un paciente.

En el 5 se revisa brevemente la importancia de la microelectrónica y sus aplicaciones en implantes artificiales. En el 6 se estudia el sistema nervioso que parte de los principios anatómicos y fisiológicos de la neurona y se presenta un modelo electrónico de ésta. Finalmente, en el 7 se presentan modelos matemáticos en ingeniería cardiovascular.



# Agradecimientos

---

Agradecemos al posgrado de Ingeniería Biomédica de la UPAEP, al Dr. Arturo Nicolás Cervantes, por su paciente crítica y comentarios de este trabajo, así como al Dr. Jorge Guzmán Ramos. De igual manera, agradecemos a Daniel López Aguayo su valiosa participación.



# Introducción

---

**G**racias al estudio de la Fisiología Humana y la electricidad desde el siglo XIX hasta la invención del transistor y poco después del circuito integrado, la medicina actual ha desarrollado un avance impresionante para el bienestar y la salud humanos.

Los estudios de la electricidad y magnetismo, así como el desarrollo de instrumentos tecnológicos, han servido de base para el mejor entendimiento y funcionamiento de los sistemas fisiológicos, como las células y neuronas son la base fundamental del cuerpo humano y sus sistemas.

El desarrollo de la microelectrónica y la nanotecnología se ha convertido en una herramienta fundamental para el diagnóstico de enfermedades y monitoreo de señales fisiológicas, tratamiento de estas mismas, reconstrucciones de partes del cuerpo, como las prótesis, y el desarrollo de instrumentos tecnológicos para investigación científica en medicina.

La Ingeniería Biomédica se ha convertido en un aliado fundamental para el desarrollo de la medicina, sin ésta no sería posible el avance logrado hasta ahora. En México fue pionero en este ámbito el Dr. Joaquín Remolina López<sup>†</sup>, fundador de la Bioelectrónica en el CINVESTAV-IPN. Desarrolló y construyó gran cantidad de instrumentos para su uso en medicina.

En este libro se tratan conceptos básicos para el mejor entendimiento de las bioseñales y su aprovechamiento para el desarrollo de herramientas fundamentales en el campo de la medicina.



# Contenido

---

## Capítulo 1. Electricidad.. .. . 1

- Carga eléctrica .. .. . 1
  - ~ La ley de Coulomb . . . . . 2
  - ~ El campo eléctrico .. . . . 4
- Densidad de carga .. . . . 4
- Flujo eléctrico . . . . . 6
- Corriente eléctrica .. . . . 7
  - ~ Concepto de resistencia .. . . . 8
  - ~ Características de la resistividad . . . . . 9
  - ~ Variación de la resistividad con la temperatura .. . . . 10
- Ley de Ohm, relación entre tensión, corriente y resistencia.. . . . 10
- Leyes de Kirchhoff en los circuitos eléctricos .. . . . 13
  - ~ Resistencias o resistores conectados en serie .. . . . 13
  - ~ Resistores o resistencias conectadas en paralelo .. . . . 14
  - ~ Resistencia y conductividad .. . . . 16
  - ~ Código de colores de las resistencias o resistores . . . . . 16
- Capacitores o condensadores .. . . . 18
  - ~ Botella de Leyden .. . . . 22
- Concepto de impedancia . . . . . 23
  - ~ Impedancia  $Z$  (resistencia + reactancia).. . . . . 23
  - ~ Concepto de Bioimpedancia .. . . . 25
  - ~ Bioimpedancia como consecuencia de la fibrosis . . . . . 26
- *Referencias bibliográficas* .. . . . 29

## Capítulo 2. Electromagnetismo .. .. . 31

- Campo magnético .. . . . 31
  - ~ Propiedades del campo magnético .. . . . 32
  - ~ Fuentes naturales de campos electromagnéticos.. . . . 33

- ~ Fuentes de campos electromagnéticos generadas por el hombre .. . . . . .34
- Conceptos básicos sobre longitud y frecuencia de las ondas. . . . . .34
  - ~ Principales fuentes de campos electromagnéticos de frecuencia baja, media y alta .. . . . . .37
  - ~ Campos electromagnéticos de frecuencias altas .. . . . . .38
- Campos magnéticos producidos por corrientes eléctricas. . . . . .38
  - ~ Campo magnético de un solenoide . . . . . .38
  - ~ Campo magnético de un toroide. . . . . .39
- Campos electromagnéticos de frecuencias bajas .. . . . . .39
- Flujo magnético.. . . . . .40
- Fuerza electromotriz .. . . . . .41
  - ~ Fuerza electromotriz inducida .. . . . . .42
  - ~ Diferencia de potencial .. . . . . .42
- Polaridad .. . . . . .43
- Ecuaciones de Maxwell .. . . . . .43
  - ~ Representación macroscópica de las ecuaciones de Maxwell .. . . . . .44
  - ~ Significado físico .. . . . . .46
  - ~ Electrostática y magnetostática.. . . . . .47
  - ~ Ecuaciones de Maxwell en el vacío.. . . . . .47
- Corriente alterna .. . . . . .48
  - ~ Corriente alterna frente a corriente continua .. . . . . .49
  - ~ Las matemáticas y la corriente alterna .. . . . . .49
  - ~ Onda senoidal .. . . . . .50
  - ~ Valores significativos . . . . . .50
  - ~ Representación fasorial .. . . . . .52
- Factor de potencia .. . . . . .53
- Circuito RC. . . . . .54
  - ~ Circuitos RC Serie .. . . . . .54
  - ~ Circuitos RC en paralelo . . . . . .55
  - ~ Carga y descarga de un capacitor .. . . . . .56
  - ~ Circuito RC desde el punto de vista biológico .. . . . . .58
- Circuitos RL .. . . . . .62
- Circuito RLC .. . . . . .64
- Electroconstricción y magnetoconstricción . . . . . .65
  - ~ Magnetoconstricción (Permalloy) .. . . . . .65
- Recuadro 2.1: Análisis Vectorial . . . . . .67
- Referencias bibliográficas .. . . . . .68

### **Capítulo 3. La célula excitable .. . . . . . 69**

- La célula y el origen de la vida .. . . . . .69
  - ~ Teoría endógena. . . . . .70
  - ~ Teoría exógena .. . . . . .71
- La célula y su funcionamiento .. . . . . .71
  - ~ Proteínas .. . . . . .72
  - ~ Ácidos Nucleicos .. . . . . .72
  - ~ Espectrometría espacial .. . . . . .73



- Conclusiones .. .. . 132
- Recuadro 4.1: Instrumentación biomédica mexicana en el espacio exterior .. .. 134
- Recuadro 4.2: Primer trasplante de brazos realizado en México .. .. . 135
- *Referencias bibliográficas* .. .. . 136

**Capítulo 5. Dispositivos artificiales como auxiliares en funciones fisiológicas . . . . . 137**

- La microelectrónica en el desarrollo de dispositivos artificiales para aplicaciones biomédicas .. .. . 140
- Marcapaso cerebral (sistema de estimulación cerebral profunda o neuromodulador). .. .. . 142
- Estructura del oído . . . . . 145
  - ~ Implante coclear. . . . . 147
- Implantes visuales.. . . . 150
  - ~ Patologías de la visión .. . . . 155
  - ~ Implantes retinales. . . . . 157
  - ~ Implantes de estimulación de nervio óptico .. . . . 159
  - ~ Implantes de corteza visual .. . . . 160
- Marcapaso cardíaco .. . . . 160
  - ~ Historia del marcapaso cardíaco . . . . . 161
- Marcapaso gástrico .. . . . 164
- Electroestimulación de esfínteres. . . . . 166
- Recuadro 5.1: Laringe electrónica diseñada y construida en México. . . . . 173
- *Referencias bibliográficas* .. . . . 174

**Capítulo 6. Sistema nervioso y redes neuronales .. .. . 177**

- Principios anatómicos fisiológicos de la neurona . . . . . 177
  - ~ Potenciales de acción y unidades motoras .. . . . 178
  - ~ Conceptos y términos básicos en neurología .. . . . 179
  - ~ Características de la glía. . . . . 187
- La neurona electrónica .. . . . 197
- *Referencias bibliográficas* .. . . . 201

**Capítulo 7. Modelación de la actividad eléctrica en el corazón . . . . . 203**

- Introducción .. . . . 203
- Antecedentes históricos .. . . . 205
- Antecedentes en México.. . . . 206
  - ~ Ignacio Chávez Sánchez . . . . . 206
  - ~ Demetrio Sodi Pallares .. . . . 207
  - ~ Rubén Argüero Sánchez. . . . . 210
- Anatomía y fisiología del corazón .. . . . 211
- Conceptos de electrofisiología.. . . . 212
  - ~ Conducción eléctrica en el corazón . . . . . 215

- Modelos genéricos .. .. . 216
  - ~ Modelo de Van Der Pol .. .. . 217
  - ~ Modelo de Hodgkin – Huxley . . . . . 217
  - ~ Modelo de FitzHugh – Nagumo.. . . . 221
  - ~ Modelo modificado de FitzHugh – Nagumo (Rogers – McCulloch) .. . . . 222
- Modelos para células cardiacas .. .. . 223
  - ~ Modelo de Noble .. .. . 223
  - ~ Modelo de DiFrancesco – Noble .. . . . 225
  - ~ Modelo de Karma para las fibras de Purkinje .. . . . 225
  - ~ Modelo de Beeler – Reuter .. . . . 226
  - ~ Modelo de Fenton – Karma. . . . . 227
- Modelos para células marcapaso. . . . . 229
  - ~ Modelo de Yanagihara – Noma – Irisawa .. . . . 229
  - ~ Modelo de Bristow – Clark. . . . . 229
  - ~ Modelo de Noble .. . . . 229
- Modelos de conducción .. . . . 230
  - ~ Modelo de bidominio.. . . . 230
  - ~ Modelo de monodominio .. . . . 235
- Modelo integrado para el torso .. . . . 236
- Conclusión. . . . . 236
- Recuadro 7.1: Corazón artificial.. . . . 237
- *Referencias bibliográficas* .. . . . 238

Glosario.. . . . 239

Índice alfabético .. . . . 257

Pedroza • Fragueta • Chavira • Durán

# Presentación

---

**Acad. Dr. Francisco Javier Ochoa Carrillo**

*Presidente 2011-2012*

*Academia Mexicana de Cirugía*

La presente publicación *Introducción al Bioelectromagnetismo y Bioseñales*, de los autores: Acad. Dr. Alejandro Pedroza Meléndez, Dr. Andrés Fraguera Collar, Dra. Elsa Chavira Martínez y M. en C. Rafael Durán López contiene información básica acerca de las principales conversiones de señales fisiológicas en señales digitales, lo cual representa el primer eslabón de la cadena hacia la sistematización de cualquier variable que represente una medición en el cuerpo humano.

En la actualidad utilizamos sistemas complejos de manejo de información y cada vez los dispositivos que tenemos cercanos utilizan mayores y complejas tecnologías que nos permiten equipos de menores dimensiones, menor costo y con funciones mejoradas.

La información acerca de los pacientes, sus variables fisiológicas, e historial clínico se maneja con mayor precisión, mayor seguridad y con una velocidad que permite establecer patrones y modelos en tiempo real de un individuo o una población. Este manejo de información y dispositivos complejos tienen generalmente la misma fuente de información: una conversión de una señal analógica a una señal digital.

Esta obra trata las principales leyes y transformaciones básicas físicas y eléctricas que permiten el entendimiento de señales electromagnéticas en el cuerpo humano. Explora desde lo más simple de la ley, una diferencia de potencial biológica a través de una bioimpedancia que produce la corriente que puede medirse con diferentes transductores, hasta los mecanismos más complejos del cerebro o del corazón y sus diferentes señales eléctricas producidas y evaluadas.

Explora las diferentes leyes básicas de la electricidad y electromagnetismo. La relación de éstas con el cuerpo humano. Hace un estudio más completo de las señales eléctricas que envía el sistema nervioso a través de sus redes neuronales, así como la actividad eléctrica del corazón.

Presenta, además una manera ágil de conocer las bases de la medición de las señales fisiológicas, acompañada de la historia de los grandes científicos mexicanos que han contribuido a que la medicina y la ingeniería formen un nuevo campo de estudio.

En la actualidad, es necesario rodearse de equipos multidisciplinarios para afrontar a un mundo totalmente competitivo y tecnificado, aunque es cierto que la especialización es una de las grandes constantes, es también una tendencia de todos los temas que refieren a los límites de las distintas áreas de estudio.

El texto refiere esos límites que son punto de partida para distintas especialidades que confluyen en el análisis de los modelos biológicos llevado a modelos eléctricos. Por tanto, estudiantes de Medicina, Física, Ingeniería Electrónica, Ingeniería Biomédica, Informática Médica, y Sistemas computacionales encuentran en esta publicación un punto de partida y lenguaje común para el desarrollo de tecnologías que pueden utilizarse para beneficio de la salud de los ciudadanos.

A pesar de encontrar los meta-conocimientos en formatos digitales en la red de Internet y experiencias de manera directa en, por ejemplo, programación de memorias y dispositivos electrónicos es siempre recomendable conocer y entender las bases de toda actividad. Por lo que encontrar los principios eléctricos de las distintas actividades del cuerpo humano, entenderlas y convertirlas en señales eléctricas, asegura a los lectores el desarrollo con más facilidad de complejos instrumentos y sistemas que realmente aporten beneficios e impacto en la salud.

Incluye gráficas, bosquejos, fórmulas y ejemplos que son perfectos apoyos didácticos para una lectura muy entendible y amena. Recopila los principios más utilizados para la lectura de señales fisiológicas.

Con un lenguaje claro y sencillo utiliza términos médicos de fácil comprensión para los de perfil más cargado hacia los números y ecuaciones. También, por el contrario, explica con diagramas e imágenes funciones matemáticas normalmente difíciles para aquel que ha decidido manejarse dentro de un perfil de las ciencias biológicas.

Es, por tanto, una amalgama necesaria y práctica que amolda exactamente sobre dos superficies difíciles de conjuntar y unir; es, también, el puente de comunicación entre electricidad y medicina.

Es muy satisfactorio encontrar párrafos descriptivos de aquellos que han forjado la historia de la medicina en México, enseña y motiva a las nuevas generaciones a crear una propia historia, a buscar ser innovador, investigador, a enfrentarse a retos para encontrar soluciones que ayuden a mejorar la calidad de los servicios y la atención de la salud en México.

La Academia Mexicana de Cirugía, reconoce esta invaluable contribución editorial de uno de sus distinguidos miembros, el Acad. Dr. Alejandro Pedroza Meléndez y su grupo de investigadores en un campo de la investigación con aplicación tecnológica para la salud y celebra este esfuerzo, mismo que contribuirá a la divulgación y mejor entendimiento de este campo.

*“Docta ars chirurgica bene salutis”*

México, D.F. 2015

# Electricidad

---

## CARGA ELÉCTRICA

La carga eléctrica es una propiedad física intrínseca de algunas partículas que las caracteriza, por la cual sufre la interacción electromagnética.

La carga eléctrica es una propiedad que tienen todos los cuerpos, como la masa, la temperatura o el volumen que ocupan. Existen dos tipos de cargas eléctricas: negativas y positivas. En su estado natural, los cuerpos se hallan en estado neutro, es decir, tienen la misma cantidad de cargas positivas que negativas. Cuando un cuerpo tiene más cargas positivas que negativas está cargado positivamente, como ocurre con el ámbar cuando es frotado con un paño que, al acercarlo a pequeños trozos de papel (confeti), es capaz de atraerlos.

Las cargas de signo contrario se atraen; por eso, los trozos de papel se pegan al ámbar. Las cargas del mismo signo se repelen; si frotamos contra un mismo paño dos globos inflados y los ponemos muy próximos sobre una mesa, veremos cómo se separan.

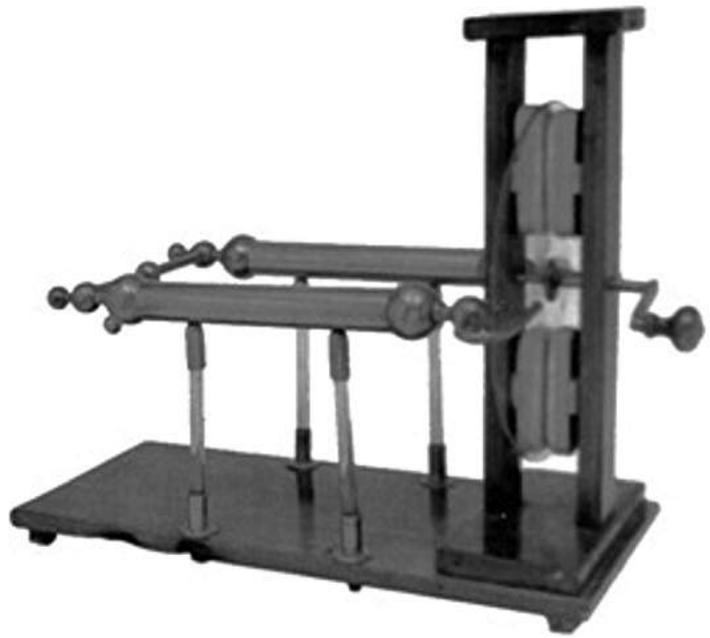
La cantidad de carga eléctrica se mide en una unidad llamada Coulomb, cuyo símbolo es C (Ec.1.1). Cabe mencionar que la magnitud de la carga eléctrica del electrón es:

$$e = 1.6 \times 10^{-19} \text{ Coulombs [C]}$$

Esto significa que cuando un cuerpo tiene una unidad de carga negativa de un coulomb, tiene un exceso de  $6.24 \times 10^{18}$  electrones y que un cuerpo cargado positivamente con un coulomb tiene una deficiencia de  $6.24 \times 10^{18}$  electrones.

Esto es, la carga eléctrica solamente existe en múltiplos enteros positivos o negativos de la magnitud  $e$ ; esto implica, que la carga eléctrica está cuantizada (Ec. 1.1a).

**Figura 1.1** Máquina electrostática para generar electricidad (Colección del Dr. Pedroza, Puebla, México)



$$q = Ne$$

donde:

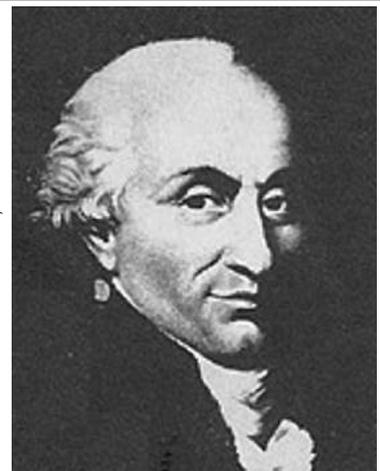
$q$  es la carga eléctrica

$N$  es algún entero

Por otro lado, puede deducirse que la suma algebraica de las cargas eléctricas positivas y negativas en un sistema cerrado jamás cambia; es decir, la carga eléctrica total de un conjunto definido de materia se conserva.

## La ley de Coulomb

**Figura 1.2** Charles Coulomb, físico francés (1736-1806)



La fuerza con que dos cuerpos eléctricamente cargados se atraen o se repelen, se

relaciona con la carga eléctrica de cada uno de ellos y con la distancia que los separa. Esta relación se conoce en Física como ley de Coulomb (Ec.1.2).

$$\vec{F} = - \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{qq'}{r^2}$$

donde:

$\vec{F}$  es la fuerza de Coulomb (Newtons [N], [Kg•(m/seg<sup>2</sup>)])

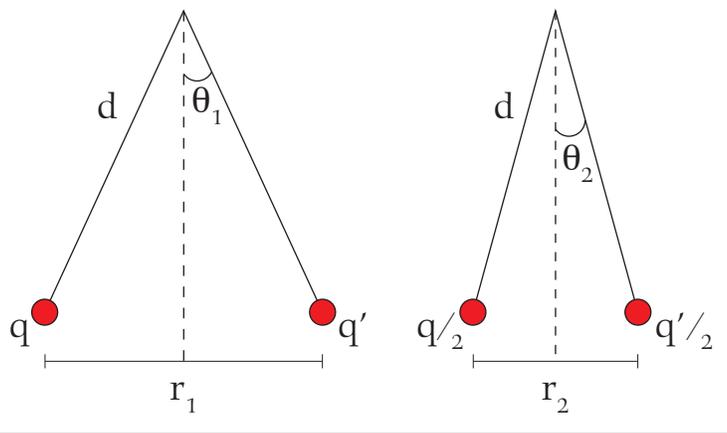
$q$  y  $q'$  son las cargas puntuales (Coulomb [C])

$r$  es la distancia de separación de las cargas (metros [m])

$\epsilon_0$  es la permitividad eléctrica en el vacío ( $8.85 \times 10^{-12}$  Farad/metro [F/m], [C<sup>2</sup>/Nm<sup>2</sup>])

Es posible verificar la ley de Coulomb mediante el experimento que se presenta en la figura 1.3. En donde se consideran dos esferas pequeñas, de unicel (polipropileno), de masa  $m$ , con cargas iguales, suspendidas de dos hilos de longitud  $d$ , que al cargarlas con la misma carga se repelerán una distancia  $r_n$ , donde  $n$  puede ser 1 ó 2, dependiendo de la magnitud de la carga  $q$ .

**Figura 1.3** Sea  $r_1$  la separación de equilibrio entre dos pequeñas esferas igualmente cargadas con la misma carga  $q$ . La fuerza  $\vec{F}_1$  de repulsión vale, de acuerdo con la ley de Coulomb.



**Figura 1.4** Generador de chispas, instrumento antiguo de laboratorio para medir la distancia de descarga entre sus puntas, principio de la bujía eléctrica (Colección del Dr. Pedroza, Puebla, México)



## El campo eléctrico

El vector campo eléctrico  $\vec{E}$  en un punto en el espacio está definido como la fuerza eléctrica  $\vec{F}$  que actúa sobre una carga de prueba positiva colocada en ese punto y dividida por la magnitud de la carga de prueba  $q$  (Ec. 1.2a).

$$\vec{E} = \frac{\vec{F}}{q} \quad [\text{N/C}]$$

donde:

$\vec{E}$  es el vector de campo eléctrico  
 $\vec{F}$  es la fuerza eléctrica  
 $q$  es la carga eléctrica de prueba

## DENSIDAD DE CARGA

**Figura 1.5** Karl Friedrich Gauss, matemático, astrónomo y físico alemán (1777-1855)



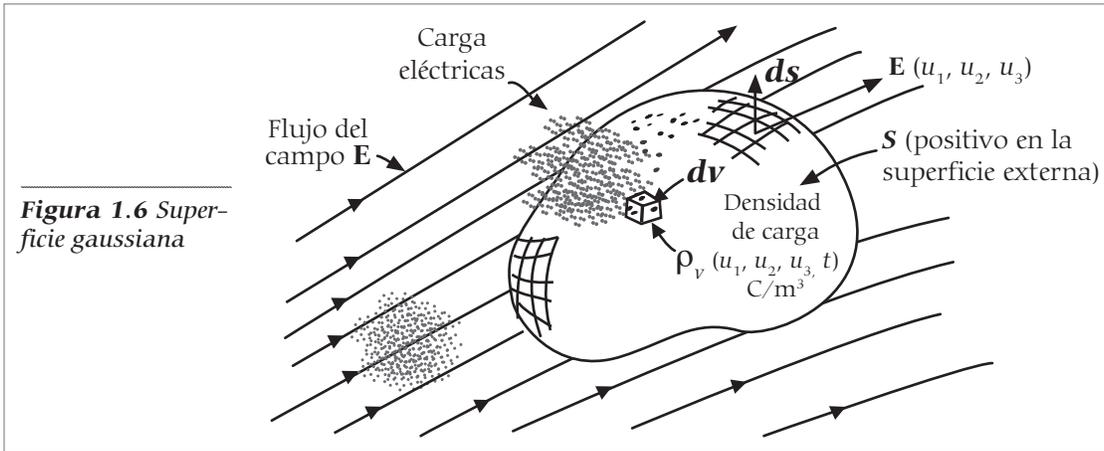
La densidad de carga eléctrica es la distribución de la carga eléctrica de electrones, ya sea: en una línea, en una superficie o en un volumen. Estas distribuciones de carga continuas obedecen a la ley de Gauss, en la que se aplica a cualquier superficie hipotética cerrada  $S$ , llamada por ello superficie gaussiana, en una región que contiene un campo eléctrico y una cantidad de carga asociada  $Q$  encerrada por la superficie, como se muestra en la figura 1.6.

La ley de Gauss, también conocida como ley integral de Maxwell para el campo eléctrico en el espacio vacío, es (Ec.1.3):

$$\int_s (\epsilon_0 \vec{E}) \cdot ds = \int_v \rho_v dv \equiv q$$

donde:

$\int_s$  Es la integral cerrada de la superficie gaussiana



**Figura 1.6** Superficie gaussiana

$\vec{E}$  es la intensidad de campo eléctrico  
 $ds$  es el elemento diferencial de la superficie gaussiana  
 $\rho_v$  es la densidad de carga volumétrica que está envuelta por la superficie gaussiana por la que atraviesan las líneas de campo eléctrico.  
 $\epsilon_0$  es la permitividad eléctrica en el vacío.

La densidad lineal de carga se define como la carga por unidad de longitud (Ec. 1.4)

$$\rho_l = \frac{Q}{dl}$$

donde:

$\rho_l$  es la densidad lineal de carga  
 $Q$  la cantidad de carga eléctrica  
 $dl$  la diferencial de longitud de la carga distribuida

Las unidades de la densidad de carga lineal son  $C/m$ . Esta cantidad es escalar puesto que es un cociente de cantidades escalares.

La densidad superficial de carga se define como carga distribuida uniformemente en una superficie de área  $A$  (Ec. 1.5)

$$\rho_s = \frac{Q}{ds} = \frac{Q}{A}$$

donde:

$\rho_s$  es la densidad superficial de carga  
 $Q$  es la cantidad de carga eléctrica  
 $ds$  es la diferencial de superficie de la carga total distribuida en la superficie de área  $A$

Las unidades de la densidad superficial son  $C/m^2$ .

Finalmente la densidad volumétrica de carga, definida como la carga distribuida de manera uniforme en un volumen  $V$  (Ec.1.6).

$$\rho_v = \frac{Q}{dv}$$

donde:

$\rho_v$  es la densidad de carga volumétrica  
 $Q$  es la cantidad de carga eléctrica  
 $dv$  es la diferencial de volumen .

La densidad volumétrica de carga se mide en  $C/m^3$ .

## FLUJO ELÉCTRICO

El flujo eléctrico se define como el número de líneas de campo eléctrico que atraviesan un área (Ec. 1.7):

$$\phi = \int \vec{E} \cdot \vec{dA}$$

donde:

$\phi$  es el flujo eléctrico  
 $\vec{E}$  es intensidad de campo eléctrico  
 $\vec{dA}$  es vector diferencial área

Para el caso de interés (Ec.1.8):

$$\phi = \int \vec{E} \cdot \vec{dA} = \int E dA \cos\theta$$

Entonces, se tiene que el flujo eléctrico se cuantifica con (Ec.1.9):

$$\phi = EA \cos\theta$$

El flujo eléctrico es máximo cuando  $\cos \theta$  sea igual a uno; esto sucede cuando el ángulo  $\theta$  entre los vectores  $E$  y  $A$  es cero; lo cual quiere decir que son paralelos, de manera que (Ec.1.10):

$$\phi = EA$$

Las unidades de flujo eléctrico son (Ec.1.11):

$$\phi = \left[ \frac{Nm^2}{C} \right]$$

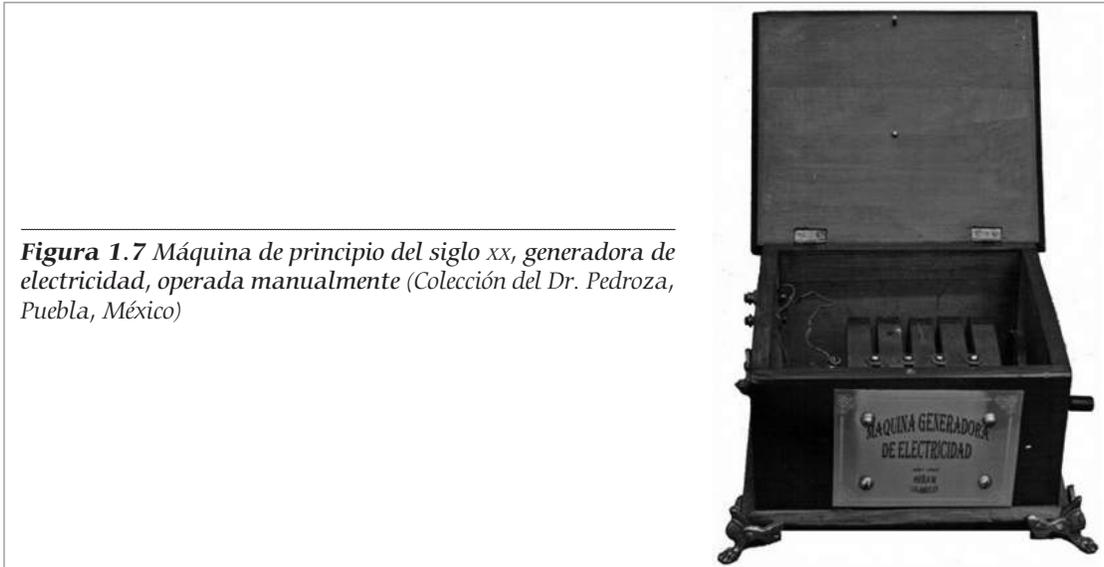
El flujo eléctrico es una cantidad escalar que proviene del producto escalar.

Se definen las líneas de campo eléctrico de tal manera que su número por unidad de área, en dirección normal a las líneas de fuerza, fuera numéricamente igual al valor de la intensidad de campo eléctrico, el flujo eléctrico podría medirse por medio del número de líneas de campo:

$$\phi = (\text{número de líneas de fuerza}/\text{m}^2) * \text{m}^2 = \text{número de líneas de campo eléctrico}$$

## CORRIENTE ELÉCTRICA

La electricidad estática se produce cuando una carga eléctrica está en reposo, pero cuando está en movimiento se produce una corriente eléctrica. Esto es, un flujo de electrones que circula a través de un material conductor.



**Figura 1.7** Máquina de principio del siglo xx, generadora de electricidad, operada manualmente (Colección del Dr. Pedroza, Puebla, México)

La intensidad de la corriente eléctrica se mide en Amperes y se define como un coulomb de carga eléctrica que fluye a través de un punto dado en un segundo (Ec.1.12).

$$I = \frac{Q}{t} [A]$$

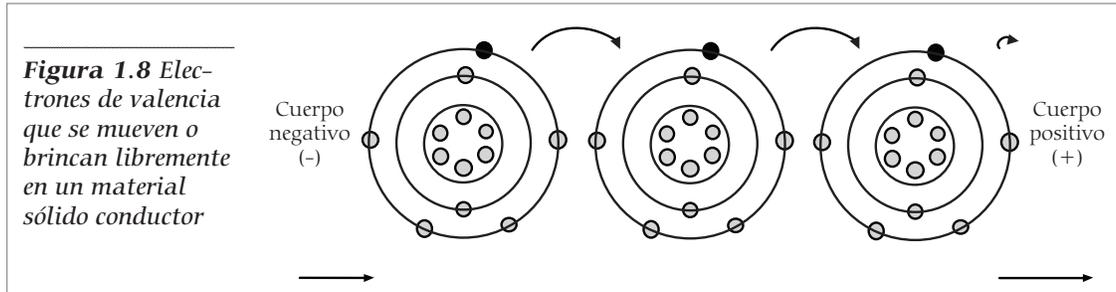
donde:

- $I$  es la corriente eléctrica medida en Amperes [A]
- $Q$  es la cantidad de cargas medida en Coulombs [C]
- $t$  es el tiempo medido en segundos [s]

Algunos materiales, como es el caso de los conductores, tienen “electrones libres”, los que están en la última capa de los átomos del material conductor, que son los electrones de valencia que viajan con facilidad a través del material conductor. Para lograr que este movimiento de electrones se dé en un sentido o dirección, es necesaria una fuente de energía externa.

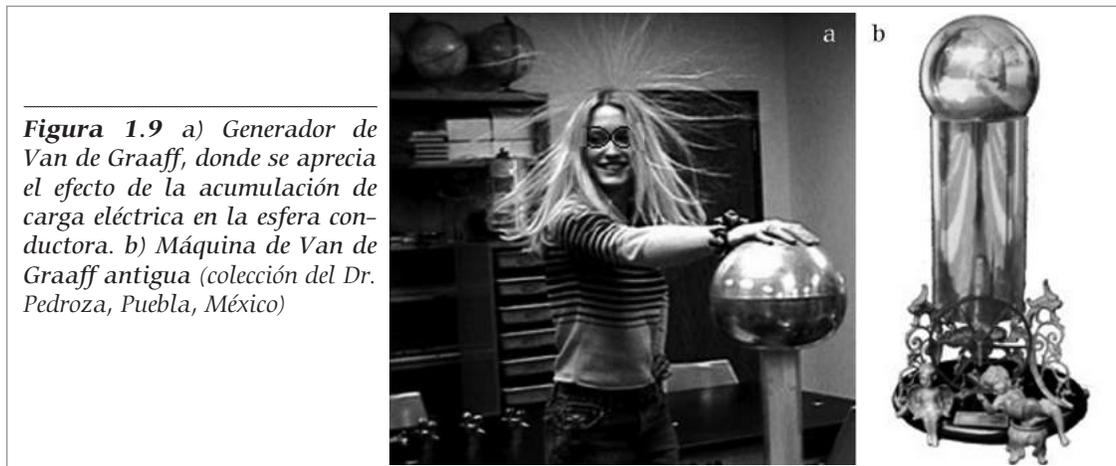
Cuando se coloca un material eléctricamente neutro entre dos cuerpos cargados con diferente potencial (tienen diferente carga), los electrones se brincarán desde la región del material con un potencial más negativo hacia el cuerpo con potencia más positivo.

Los electrones brincan del potencial negativo al potencial positivo. Sin embargo se toma por convención que el sentido de la corriente eléctrica va desde el potencial positivo al potencial negativo.



Esto se puede visualizar como el espacio (hueco) que deja el electrón al brincar de un potencial negativo a un positivo. Este hueco es positivo (ausencia de un electrón) y circula en sentido opuesto al electrón.

Hasta aquí se ha supuesto un flujo de corriente que va de un terminal a otra en forma continua. A este flujo de corriente se le llama corriente continua. Hay otro caso en que el flujo de corriente circula, de manera alternada, primero en un sentido y después en el opuesto. A este tipo de corriente se le llama corriente alterna (figura 1.9).



## Concepto de resistencia

La resistencia eléctrica es la oposición que ofrece un material al paso del flujo de electrones (la corriente eléctrica). Cuando el material tiene muchos electrones libres, como es el caso de los metales, permite el paso de los electrones con facilidad; se le llama conductor. Ejemplo: cobre, aluminio, plata, oro entre otros metales.

Si por el contrario, el material tiene pocos electrones libres, éste no permitirá el paso

de la corriente y se le llama aislante o dieléctrico. Ejemplo: cerámica, bakelita, madera (papel), plástico.

La unidad de medida de la resistencia eléctrica ( $R$ ) es el ohm, en honor al físico alemán G. S. Ohm, que se representa con la letra mayúscula griega omega ( $\Omega$ ) y se expresa con la letra "R". En el sistema MKS, la unidad de resistencia es el volt/amper. Un volt/amper se llama un ohm.

Un material puede ser aislante o conductor, dependiendo de su configuración atómica, y podrá ser mejor o peor conductor o aislante dependiendo de ello.

Los factores principales que determinan la resistencia eléctrica de un material son:

- El tipo de material del que está compuesto, composición química.
- Las dimensiones del material:
  - La longitud del material
  - El área de la sección transversal del material
- La temperatura a la que está el material

Esto es, la resistencia de un alambre es proporcional a la longitud e inversamente proporcional al área de su sección transversal (Ec. 1.13):

$$R = \rho \frac{L}{A} [\Omega]$$

donde

$R$  es la resistencia

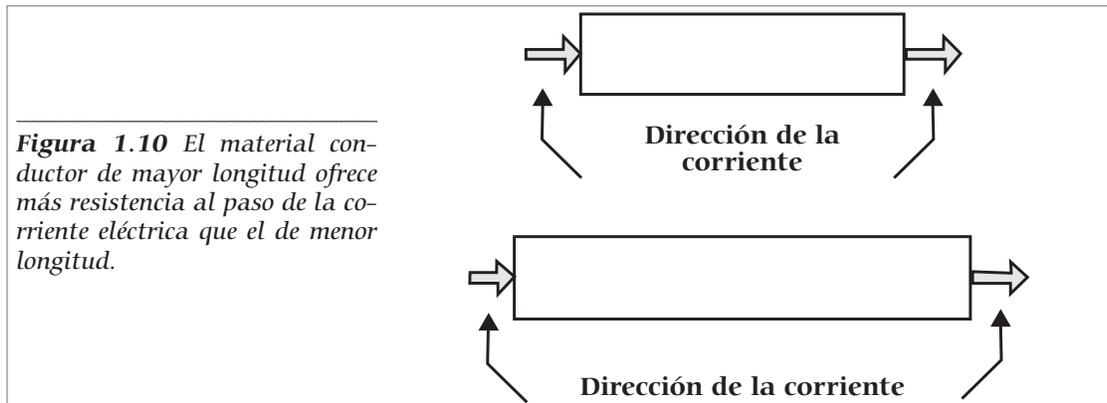
$L$  la longitud

$A = \pi r^2$  es la superficie de la sección transversal de radio  $r$  y

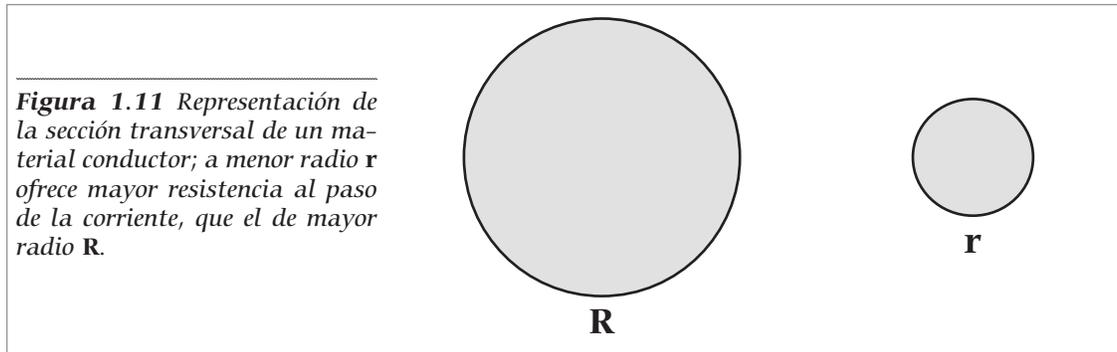
$\rho$  la resistividad del material

## Características de la resistividad

Un material de mayor longitud tiene mayor resistencia eléctrica, como se deduce de la ecuación 1.13, debido a que la resistividad es la constante de proporcionalidad en esta ecuación. (figura 1.10)



Un material con mayor superficie de la sección transversal tiene menor resistencia debido a la relación inversa que se muestra en la ecuación 1.13. Imagine un cable conductor cortado transversalmente, donde la dirección del flujo de corriente (imagine una flecha) que en este caso entra o sale de la hoja de papel que está leyendo.



## Variación de la resistividad con la temperatura

Los materiales que están a mayor temperatura tienen mayor resistencia o resistividad porque están directamente relacionadas. Esto se debe a que los “electrones libres” para la conducción en un conductor interaccionarán o chocarán con los átomos del material, y provocarán una disipación de calor. Por eso, a altas temperaturas la agitación térmica será mayor y la resistencia eléctrica aumentará, por lo que disminuirá la conductividad del material.

Cuanto más pequeña sea la resistividad en un material conductor éste será mejor conductor.

Cuanto mayor sea la resistividad de un alambre, peor es como conductor eléctrico.

Debido a esto, el término conductividad (mho) se empleará con el fin de especificar la capacidad de un material para conducir corriente, por lo que será el recíproco de la resistividad (Ec. 1.14):

$$\sigma = \frac{1}{\rho} [\text{mho}]$$

donde:

$\sigma$  es la conductividad medida en mho=(1/ohm), el inverso de los ohm [(ohm)<sup>-1</sup>]

$\rho$  es la resistividad medida en ohm [ $\Omega$ ]

## LEY DE OHM, RELACIÓN ENTRE TENSIÓN, CORRIENTE Y RESISTENCIA

La ley de Ohm es la ley fundamental de la electricidad, puesto que relaciona la inten-

sidad de corriente que fluye por un conductor, cuando se conoce tanto la diferencia de potencial (voltaje) y la resistencia del material por el que fluirá esta corriente.

La ley de Ohm se escribe simbólicamente como (Ec.1.15):

$$R = \frac{V}{I} [\Omega]$$

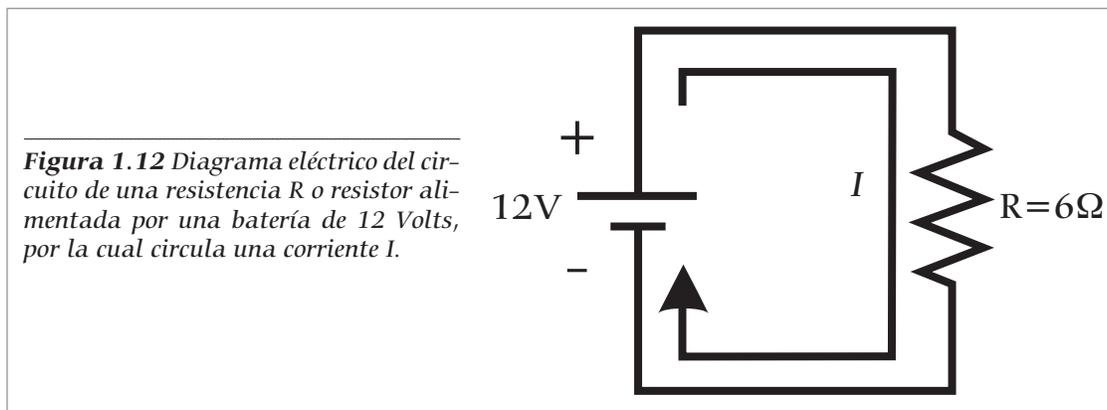
donde:

$R$  es la resistencia,  $[\Omega]$

$V$  es el voltaje,  $[V]$

$I$  es la corriente eléctrica,  $[A]$

Esta ley de Ohm se puede entender si se analiza un circuito como el esquematizado en la Figura 1.12 donde están conectados en serie: una fuente de voltaje  $V$  (de 12 volts) y una resistencia  $R$  (de 6 ohms). Mediante la ecuación 1.15, se puede establecer una relación entre el voltaje de la batería  $V$ , el valor de la resistencia  $R$ , por donde circula una corriente  $I$  que entrega la batería y que circula a través de dicha resistencia.



**Figura 1.12** Diagrama eléctrico del circuito de una resistencia  $R$  o resistor alimentada por una batería de 12 Volts, por la cual circula una corriente  $I$ .

Al despejar de la ecuación 1.15 el término de la corriente  $I$ , esta relación será (Ec. 1.15a):

$$I = \frac{V}{R}$$

que es otra manera de describir la ley de Ohm. Por lo que la corriente que circula por este circuito es de 2 A. Esto es,  $I = (12 \text{ Volts} / 6 \text{ Ohms}) = 2 \text{ Ampers}$ .

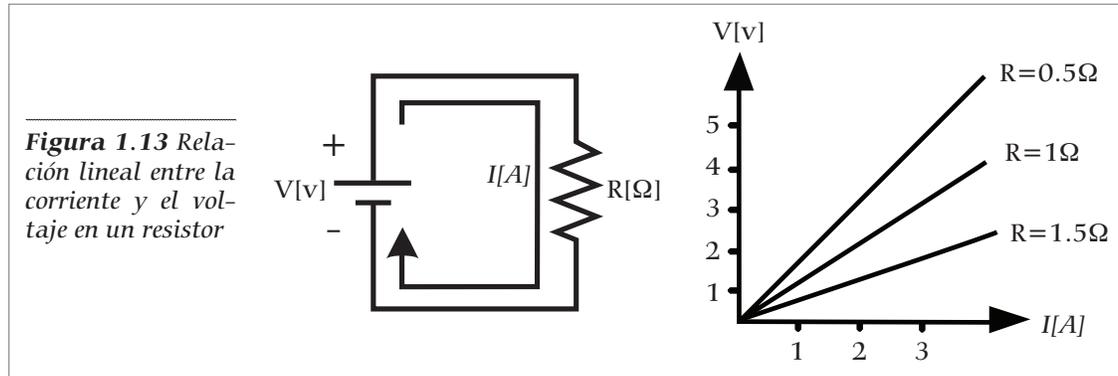
De la misma manera, de la ecuación 1.15 se puede despejar la tensión o el voltaje en función de la corriente y la resistencia, entonces la ley de Ohm queda:  $V=RI$ . Así, si se conoce la corriente y la resistencia se puede obtener la tensión o el voltaje entre los terminales de la resistencia:

$$V = (2 \text{ Ampers})(6 \text{ Ohms}) = 12 \text{ V}$$

Al igual que en el caso anterior, si se despeja la resistencia en función del voltaje y la corriente, y se obtiene la ley de Ohm de la forma:  $R=V/I$

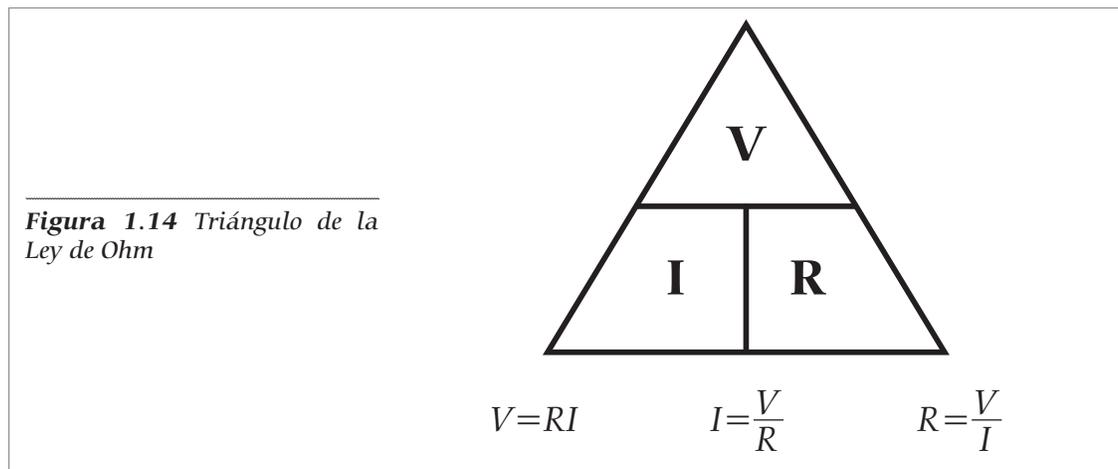
Entonces, si se conoce el voltaje y la corriente que pasa por ella la resistencia se obtiene el valor del resistor, que es:  $R = 12 \text{ Volts} / 2 \text{ Amperes} = 6 \text{ Ohms}$

Es interesante ver que la relación entre la corriente y el voltaje en una resistencia siempre es lineal y la pendiente de esta línea está directamente relacionada con el valor de la resistencia del resistor. Así, a mayor resistencia mayor pendiente (figura 1.13).



En la figura 1.13 se ve que para tres valores de resistencia diferentes, un valor en el eje vertical de corriente corresponde a un valor en el eje horizontal de voltaje. Las pendientes de estas líneas rectas representan el valor de la resistencia. Con ayuda de estos gráficos se puede obtener un valor de corriente para un resistor y un voltaje dados. Igualmente para un voltaje y un resistor dados se puede obtener la corriente.

Para recordar las tres expresiones de la ley de Ohm se utiliza el siguiente triángulo, que tiene mucha similitud con las fórmulas analizadas anteriormente (figura 1.14).



Se estudian tres casos:

1. Con la resistencia fija: La corriente sigue a la tensión. Un incremento en la tensión, significa un incremento en la corriente y un incremento en la corriente significa un incremento en la tensión.

2. Con el voltaje fijo: Un incremento en la corriente causa una disminución en la resistencia y un incremento en la resistencia causa una disminución en la corriente.
3. Con la corriente fija: El voltaje sigue a la resistencia. Un incremento en la resistencia causa un incremento en el voltaje y un incremento en el voltaje causa un incremento en la resistencia

## LEYES DE KIRCHHOFF EN LOS CIRCUITOS ELÉCTRICOS

Un circuito eléctrico consta de una batería, fuente de voltaje o fuentes de fuerza electromotriz y resistencias (resistores) que representan al equipo electrónico médico o instrumentos eléctricos cotidianos.

Las dos formas comunes de circuitos eléctricos la constituyen resistores o resistencias conectadas: en serie, en paralelo y combinaciones en serie y paralelo.

### Resistencias o resistores conectados en serie

Cuando los aparatos eléctricos están conectados en serie la resistencia de esta combinación de resistores, es igual a la suma de las resistencias de las componentes eléctricas del circuito. Esto es (Ec. 1.16):

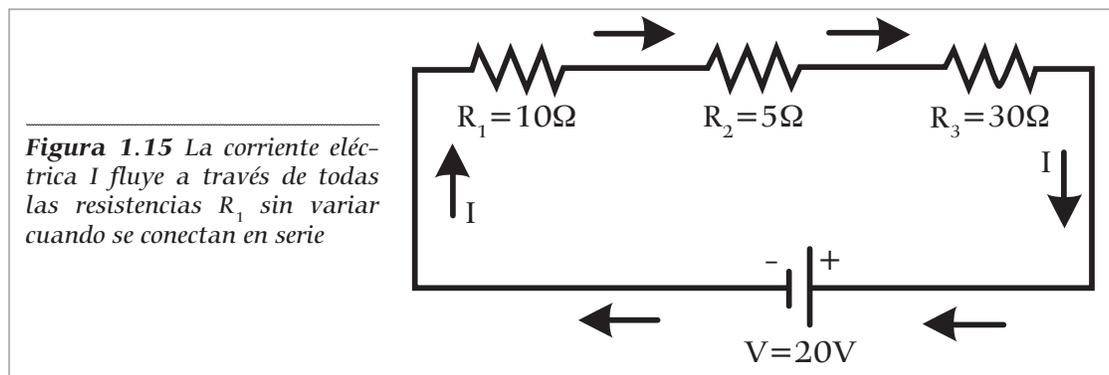
Esta es la ley de las resistencias en serie que se aplica al ejemplo de la figura 1.15.

$$R = R_1 + R_2 + R_3 + R_4 \dots$$

Para calcular la corriente suministrada por la batería, primero se debe calcular la resistencia equivalente de la serie entera del circuito, con ayuda de la ecuación 1.15

$$R = 10 + 5 + 30 = 45\Omega$$

Esto es, las tres resistencias  $R_1$ ,  $R_2$  y  $R_3$  se sustituyen por una simple resistencia  $R$  de  $45\Omega$ , para este ejemplo, la corriente de electrones suministrada por la batería será la misma.



**Figura 1.15** La corriente eléctrica  $I$  fluye a través de todas las resistencias  $R_1$  sin variar cuando se conectan en serie

De manera que para encontrar la corriente que circula en el circuito se sustituyen los valores en la ecuación 1.14a

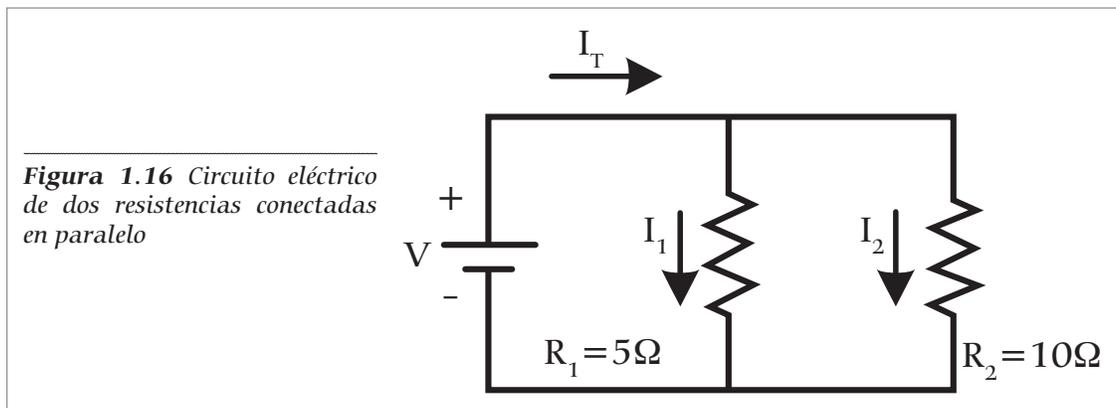
$$I = V/R = (20V) / (45\Omega) = 0.444 [A]$$

Esta corriente de electrones de 0.444 Ampers fluye tanto a lo largo de la alta resistencia, como de la baja.

## Resistores o resistencias conectadas en paralelo

Cuando una corriente se desplaza por un circuito de resistencias en paralelo, la corriente total se divide pasando una parte por una resistencia y la otra parte por la otra. La cantidad de corriente que pasa por una resistencia depende del valor que ésta tenga. Para poder saber cuál es la cantidad de corriente que pasa por cada una de ellas, se puede utilizar la siguiente fórmula (Ec. 1.17):

$$R_{eq} = (R_1 \times R_2) / (R_1 + R_2)$$



Ejemplo:

Si  $I$  (corriente total) = 6 Ampers y esta corriente pasa por dos resistencias en paralelo de  $R_1 = 5$  Ohms y  $R_2 = 10$  Ohms. ¿Cuál será la corriente en cada una de las resistencias?

Obtenemos el circuito equivalente de las resistencias en paralelo. Ver resistores en serie y en paralelo:

$$R_{eq} = (R_1 \times R_2) / (R_1 + R_2) = 5 \times 10 / 15 = 3.33 \text{ Ohms}$$

Con la ley de Ohm se obtiene el voltaje aplicado a ellas.

$$V = IR_{eq} = 6 \text{ Ampers} \times 3.33 \text{ Ohms} = 19.98 \text{ Volts (20 Volts)}$$

Este voltaje es el que tiene cada una de las resistencias (están en paralelo).

Nuevamente, con la ayuda de la ley de Ohm, se obtiene la corriente en cada resistencia.

$$I_{R_1} = V/R_1 = 20/5 = 4 \text{ Amperes}$$

$$I_{R_2} = V/R_2 = 20/10 = 2 \text{ Amperes}$$

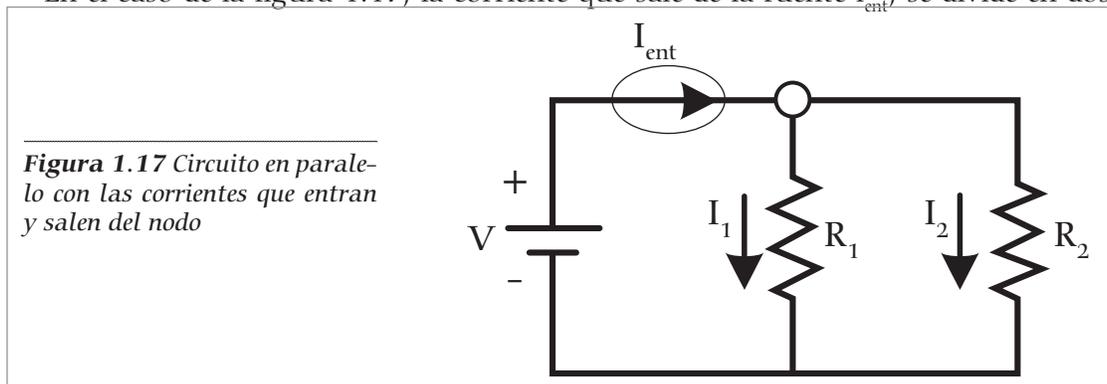
Para comprobarlo, simplemente al sumar las corrientes de cada resistencia y debe dar la corriente total.

$$\text{Corriente total} = I_{R_1} + I_{R_2} = 4 \text{ Amperes} + 2 \text{ Amperes} = 6 \text{ Amperes}$$

Esta ley establece que la suma de las corrientes que entran en un área cerrada del circuito es igual a la suma de las corrientes que salen. De otra manera, la suma de corrientes que entran a un nodo debe ser igual a cero ("0"). Siempre se debe tomar a las corrientes que entran al nodo como positivas y a las que salen como negativas.

Corrientes que entran al nodo = corrientes que salen del nodo o corrientes que entran al nodo - corrientes que salen del nodo = 0

En el caso de la figura 1.17, la corriente que sale de la fuente  $I_{ent}$ , se divide en dos,



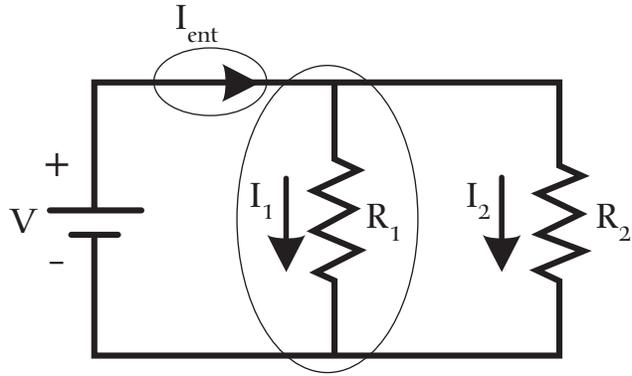
pasando  $I_1$  por una resistencia  $R_1$  e  $I_2$  por la resistencia  $R_2$ . Posterior a estas dos corrientes se vuelven una sola antes de regresar a la fuente original  $I_{ent}$ , y se cumple la ley de corriente de Kirchoff en el nodo que está debajo de  $R_1$ .

$$I_{ent} \text{ (corriente que entra)} = I_1 + I_2 \text{ (corrientes que salen)}$$

Esta ley es muy útil para encontrar el valor de una corriente en un circuito cuando conocemos las otras que alimentan un nodo.

Nota: Aunque en el gráfico el círculo pequeño sólo abarca un área pequeña. Este círculo podría abarcar un área mayor del circuito y la ley seguiría cumpliéndose.

**Figura 1.18** Circuito con dos resistencias en paralelo donde la corriente  $I_1$  pasa a través de la  $R_1$



## Resistencia y conductancia

Otra manera de medir la corriente un poco más larga, pero más fácil de entender es:

- Obtener la resistencia equivalente de las resistencias en paralelo
- Con la resistencia equivalente y la corriente total (conocida), se obtiene el voltaje en las terminales de esa resistencia equivalente (ley de Ohm)
- Utilizando otra vez la ley de Ohm, pero esta vez en cada resistor, se obtiene la corriente en cada una de ellas.

En este método no se aplica el concepto de conductancia, que es poco utilizado (Ec. 1.18).

$$I_R = \frac{C_I}{C_R} I_T$$

donde:

- $I_R$  = corriente en la resistencia de interés
- $C_I$  = conductancia por donde circula la corriente IR
- $C_R$  = conductancia equivalente
- $I_T$  = corriente total
- y la conductancia  $C = 1/R$

## Código de colores de las resistencias o resistores

El valor del resistor se imprime directamente en el cuerpo del mismo, pero en los más pequeños no es posible.

Para obtener con facilidad el valor de un resistor comercial se utiliza el código de colores. Sobre estos resistores se pintan bandas de colores. Cada color representa un número que se utiliza para obtener el valor final del resistor.

Las dos primeras bandas indican las dos primeras cifras del valor del resistor; la tercera banda indica cuántos ceros hay que aumentarle al valor anterior para obtener el valor final del resistor.

La cuarta banda indica la tolerancia y si hay quinta banda, ésta indica su confiabilidad.

El resistor tiene un valor de  $230,000 \text{ Ohms} = 230 \text{ k}\Omega \pm 10\%$  (si fuera oro  $\pm 5\%$ )

El valor máximo de este resistor es:  $230,000 + 23,000 = 253,000 \Omega = 253 \text{ k}\Omega$

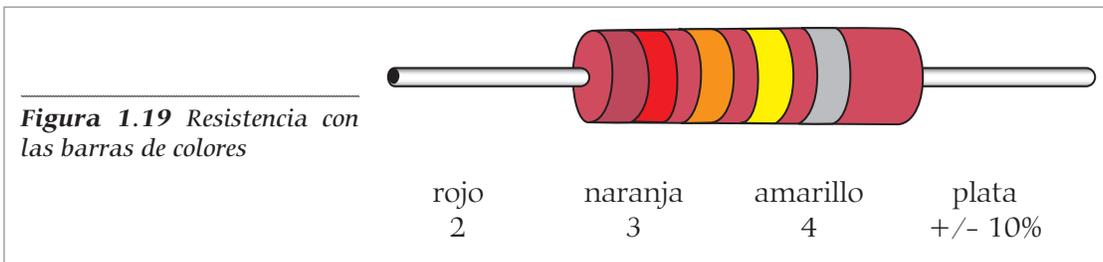
El valor mínimo de este resistor es:  $230,000 - 23,000 = 207,00 \Omega = 207 \text{ k}\Omega$

El resistor puede tener cualquier valor entre el máximo y mínimo calculados.

Color	1a y 2a banda	3a banda	4a banda	
	1a y 2a cifra significativa	Factor multiplicador	Tolerancia	%
Plata		0.01	Sin color	$\pm 10$
Oro		0.1	Plateado	$\pm 5$
Negro	0	x 1	Dorado	$\pm 20$
Marrón	1	x 10		$\pm 1$
Rojo	2	x 100		$\pm 2$
Naranja	3	x 1,000		$\pm 3$
Amarillo	4	x 10,000		$\pm 4$
Verde	5	x 100,000		
Azul	6	x 1,000,000		
Violeta	7			
Gris	8	x 0.1		
Blanco	9	x 0.01		

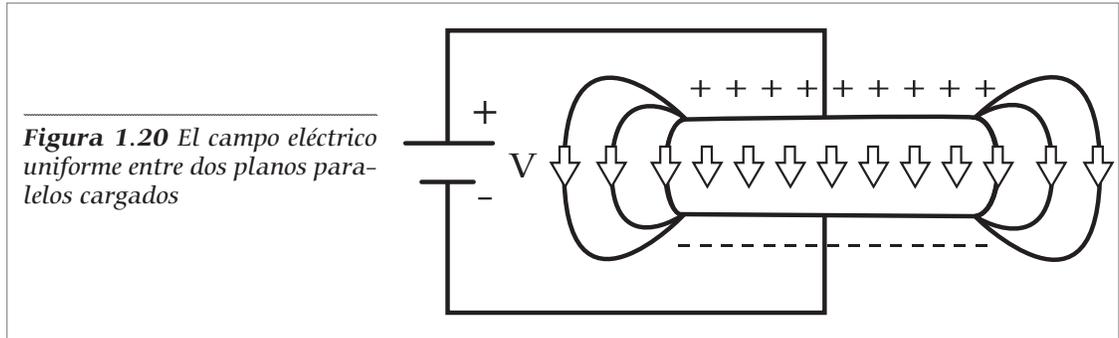
**Cuadro 1.1** Código de colores de las resistencias

Ejemplo: Si un resistor tiene las siguientes bandas de colores:



## CAPACITORES O CONDENSADORES

El condensador o capacitor es un dispositivo eléctrico para almacenar cantidades de electricidad, del mismo modo que un recipiente guarda agua o un tanque o cilindro de acero acumula gas. La forma general de un capacitor consiste de dos placas paralelas conductoras, como se ve en la figura 1.20. Entre estas placas existe un medio no conductor llamado dieléctrico.



**Figura 1.20** El campo eléctrico uniforme entre dos planos paralelos cargados

Los dieléctricos más comunes son: papel encerado, aceite, mica, vidrio, aire. Si se utiliza un medio dieléctrico (ver líneas imaginarias en la figura 1.20) en un condensador o capacitor, al duplicar las cargas  $q$  (positivas) y  $-q$  (negativas) en los conductores entonces se duplicará  $E$  en todas sus partes. Por tanto, se duplicará la diferencia de potencial. Luego entonces, en un condensador lineal  $V$  es proporcional a la carga  $q$  de manera que  $q \propto V$ , esto es (Ec. 1.19):

$$q = CV$$

La constante de proporcionalidad  $C$ , cuyas unidades son Coulomb por Volt o Farad, se llama la capacitancia del sistema de dos conductores. Es positiva siempre que un aumento en el voltaje (el potencial del conductor relativo al del negativo) produzca un aumento en la carga  $q$  en el conductor positivo (acompañado por un aumento negativo de  $-q$  en el otro conductor). Para un elemento pasivo,  $C$  siempre es positivo y su valor depende de las dimensiones físicas y de las propiedades dieléctricas del sistema. De manera que la expresión útil para evaluar la capacitancia  $C$  es (Ec. 1.20):

$$C = \frac{q}{V} [F]$$

donde:

$C$  es la capacitancia en Farads [F]

$q$  es la carga en Coulombs [C]

$V$  es el voltaje en Volts [V]

Una capacitancia de 1 Farad es muy grande y no se utiliza en la práctica. Es más conveniente el microFarad ( $\mu\text{F}$ ) que es la millonésima parte de un Farad.

En el siguiente cuadro se expresa la capacitancia o capacidad de almacenar carga de un condensador de diversas geometrías: placas paralelas, esferas concéntricas y cable coaxial.

Capacitancia	Geometría de los condensadores	Figura	Ecuación
$C = \frac{\epsilon A}{d} [F]$	Placas paralelas	Figura 1.21	Ec. 1.21
$C = \frac{4\pi\epsilon}{\frac{1}{a} - \frac{1}{b}} [F]$	Esféras concéntricas	Figura 1.22	Ec. 1.22
$C = \frac{2\pi\epsilon l}{\ln \frac{b}{a}} [F]$	Cable coaxial	Figura 1.23	Ec. 1.23

**Cuadro 1.2** Capacitancias de acuerdo con la geometría de los condensadores

Para calcular la capacitancia de un capacitor de placas planas paralelas se utiliza la siguiente ecuación (Ec. 1.21):

$$C = \frac{\epsilon A}{d} [F]$$

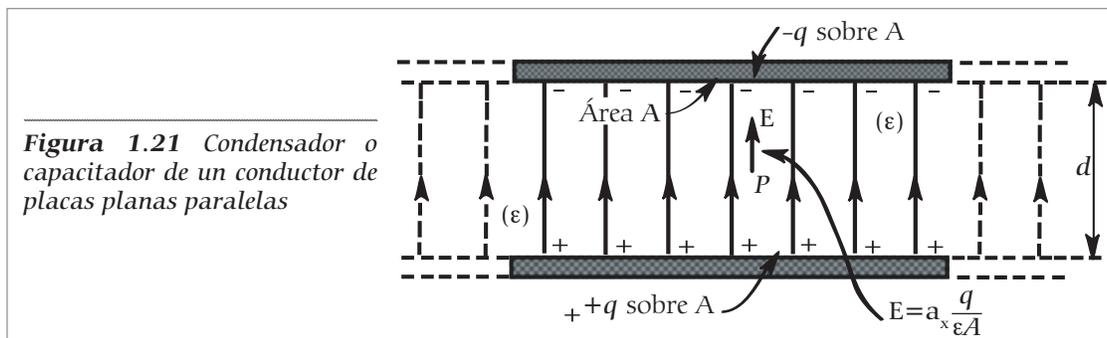
donde:

$C$  es la capacitancia

$\epsilon$  es la permitividad eléctrica del dieléctrico que separa las placas conductoras

$A$  es el área de las placas planas paralelas conductoras

$d$  la distancia a la que están separadas estas placas

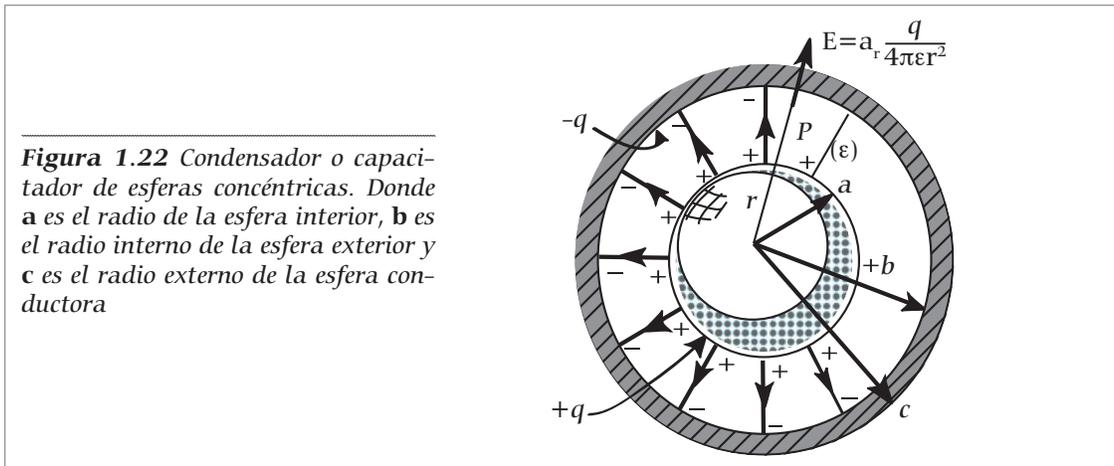


La capacitancia de un capacitor esférico concéntrico con una esfera interior de radio  $a$  contenida en una esfera de radio interior  $b$  y radio exterior  $c$ , se calcula mediante la siguiente ecuación (Ec. 1.22):

$$C = \frac{4\pi\epsilon}{\frac{1}{a} - \frac{1}{b}} [F]$$

donde:

- $C$  es la capacitancia
- $\epsilon$  es la permitividad eléctrica del dieléctrico que separa las esferas conductoras concéntricas
- $a$  es el radio de la esfera interna
- $b$  es el radio interno de la esfera externa



**Figura 1.22** Condensador o capacitador de esferas concéntricas. Donde  $a$  es el radio de la esfera interior,  $b$  es el radio interno de la esfera exterior y  $c$  es el radio externo de la esfera conductora

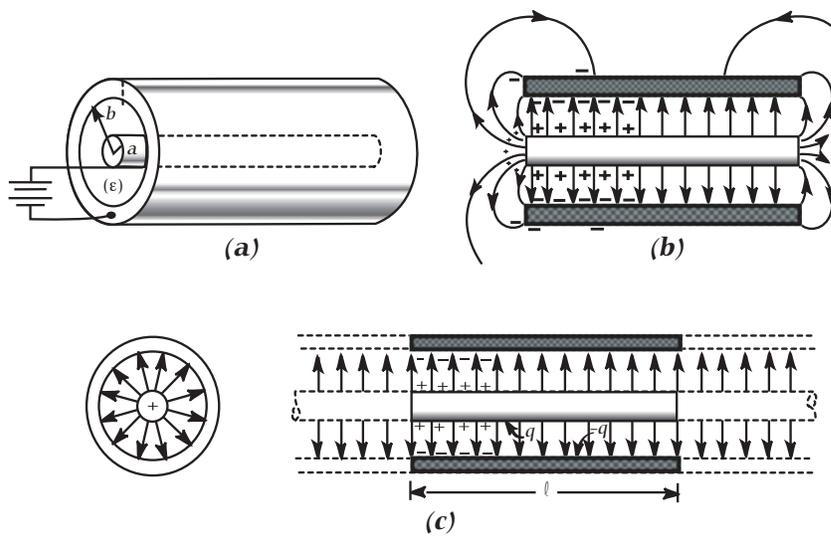
Finalmente, una de las geometrías de frecuente aplicación cotidiana es la de los cables coaxiales, de manera que para calcular la capacitancia en esta configuración, véase figura 1.22, donde se utiliza la ecuación siguiente (Ec.1.23):

$$C = \frac{2\pi\epsilon\ell}{\ln \frac{b}{a}} [F]$$

donde:

- $C$  es la capacitancia
- $\epsilon$  es la permitividad eléctrica del dieléctrico que separa a los cables conductores concéntricos de longitud  $\ell$
- $\ell$  es la longitud de conductor coaxial,
- $a$  es el radio del cable interior y
- $b$  es el radio interior del cable exterior.

**Figura 1.23** Condensador o capacitor de cable coaxial. Donde  $l$  es la longitud de conductor coaxial,  $a$  es el radio del cable interior y  $b$  es el radio interior del cable exterior



La constante  $\epsilon$ , llamada permitividad (permeabilidad eléctrica), es (Ec. 1. 24):

$$\epsilon = \epsilon_0 K$$

donde:

$\epsilon$  es la permitividad o permeabilidad eléctrica. En el sistema internacional de medidas o sistema MKS (metro-kilogramos-segundos), la tiene unidades de Farad/metro, que equivale a  $(\text{Coulomb})^2/(\text{Newton} \cdot \text{metro}^2)$ .

$\epsilon_0 = 8.85 \times 10^{-12}$ , llamada permitividad en el vacío.

$K$ , es la constante dieléctrica o coeficiente dieléctrico.

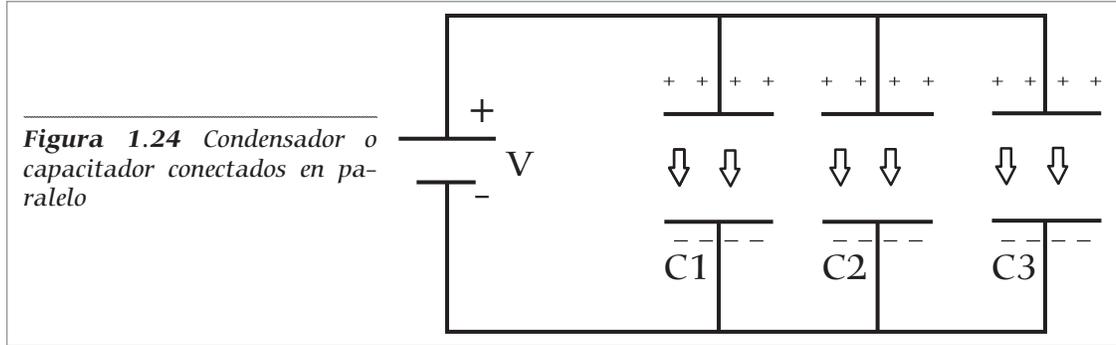
En el cuadro 1.3 se indican los valores de la constante dieléctrica de algunos materiales aislantes eléctricos o dieléctricos.

Dieléctrico	$K$
Vacío	1.0000
Aire	1.0006
Vidrio	5 – 10
Caucho	3 – 35
Mica	3 – 6
Glicerina	56
Petróleo	2
Agua	81

**Cuadro 1.3** Constantes dieléctricas

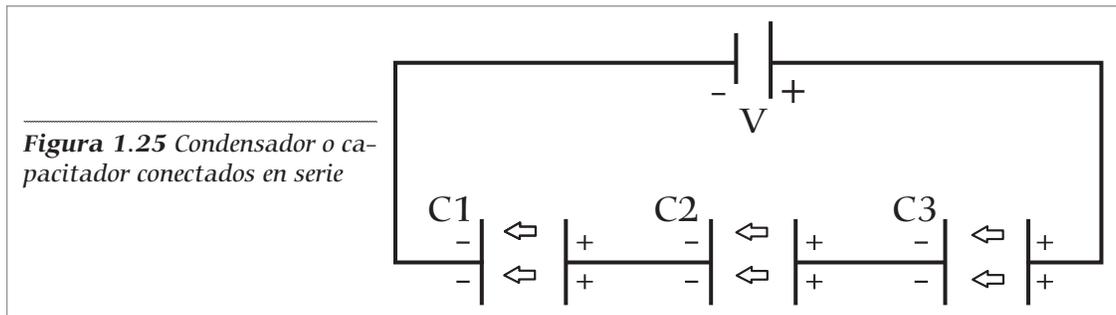
Cuando los condensadores o capacitores están conectados en paralelo, su capacitancia es la suma aritmética de las capacitancias individuales, ver figura 1.24. (Ec. 1. 25)

$$C = C_1 + C_2 + C_3 \dots C_N$$



Los condensadores o capacitores también pueden conectarse en serie; su capacitancia será el recíproco de la suma de los recíprocos de las capacitancias individuales, ver figura 1.25. (Ec. 1.26)

$$\frac{1}{C} = \frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} + \frac{1}{C_3} \dots + \frac{1}{C_N}$$



## Botella de Leyden

En biología, el almacenamiento de la carga eléctrica aparece relacionado con el dispositivo que se describe en la sección anterior, llamado capacitor, que en su forma más primitiva se puede apreciar en la botella de Leyden. Este tema se relaciona con la membrana celular que se trata en el capítulo 3.

La botella de Leyden es uno de los capacitores o condensadores más simples, almacena una carga eléctrica que puede liberarse, o descargarse, mediante una varilla de des-

**Figura 1.26** Botella de Leyden



carga (izquierda). La primera botella de Leyden se fabricó alrededor de 1745, y todavía se utiliza en experimentos de laboratorio.

Es un condensador simple en el que las dos placas conductoras son finos revestimientos metálicos dentro y fuera del cristal de la botella, que, a su vez, es el dieléctrico. La magnitud que caracteriza a un capacitor o condensador es su capacitancia o capacidad, cantidad de carga eléctrica que puede almacenar a una diferencia de potencial determinado.

Los capacitores o condensadores tienen un límite para la carga eléctrica que pueden almacenar, pasado el cual se “perforan”. Esto es, pueden llegar a conducir corriente continua durante sólo un instante, aunque funcionan bien como conductores en circuitos de corriente alterna. Esta propiedad los convierte en dispositivos muy útiles cuando debe impedirse que la corriente continua entre a determinada parte de un circuito eléctrico. Los condensadores de capacidad fija y capacidad variable se utilizan junto con las bobinas, formando circuitos en resonancia, en radios y otros equipos electrónicos.

Además, se encuentran en los tendidos eléctricos que utilizan grandes condensadores para producir resonancia eléctrica en el cable y permitir la transmisión de más potencia. Los condensadores se fabrican en gran variedad de formas. El aire, la mica, la cerámica, el papel, el aceite y el vacío, se usan como dieléctricos, según la utilidad que se pretenda dar al dispositivo.

## CONCEPTO DE IMPEDANCIA

### Impedancia $Z$ (resistencia + reactancia)

La resistencia es el valor de oposición al paso de la corriente (sea corriente directa o corriente alterna) que tiene el resistor o resistencia. Es común referirse a la resistencia  $R$  de un elemento resistor cuando se trabaja con corrientes directas y cuando se trabaja con corrientes alternas se habla de impedancia  $Z$ .

La reactancia es el valor de la oposición al paso de la corriente alterna que tienen los condensadores (capacitores) y las bobinas (inductores).

En este caso existe la reactancia capacitiva debido a los condensadores o capacitores y la reactancia inductiva debido a las bobinas o inductores.

Cuando en un mismo circuito se tienen todos estos elementos electrónicos combinados (resistencias o resistores, condensadores o capacitores y bobinas o inductores) y por estos elementos discretos, circula una corriente alterna, la oposición de este conjunto de elementos al paso de la corriente alterna se llama impedancia.

La impedancia tiene unidades de Ohmios (Ohms). Y es la suma de una componente resistiva (debido a las resistencias) y una componente reactiva (debido a las bobinas y a los condensadores). (Ec. 1. 27)

$$Z = R + jX$$

donde:

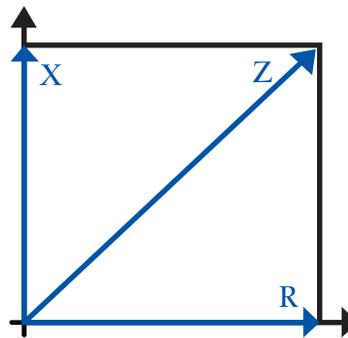
$Z$  es la impedancia

$R$  la resistencia

$X$  la reactancia

La letra jota ( $j$ ) que precede a la  $X$  indica que esta cantidad (la  $X$ ) es un número imaginario. Por tanto, no es una suma algebraica directa, sino que se refiere a una suma fasorial (suma de fasores). Lo que sucede es que estos elementos (la bobina y el condensador) causan una oposición al paso de la corriente alterna (además de un desfase en frecuencia de la señal alterna), pero, por lo general, no causa ninguna disipación de potencia, como si lo hace la resistencia en un resistor en forma de calor (La ley de Joule).

**Figura 1.27** Representación gráfica de la impedancia



En los circuitos de corriente alterna, se tiene una señal periódica ondulatoria que varía en el tiempo. Por ejemplo, en la bobina, las corrientes que circulan a través de ella inducirán un campo. Por otro lado la corriente que intentará pasar por el condensador, en tanto no se cargue o descargue el condensador la corriente alterna se verá afectada por un cambio de fase. Esto es porque se frenará o adelantará respecto a las señales de

los otros elementos del circuito. Este desfase entre las corrientes y los voltajes, que en el primer caso es atrasada y en el segundo es adelantado. Según sea por una bobina y un condensador son opuestos y, si éstos llegaran a ser de la misma magnitud, se cancelarían y la impedancia total del circuito sería igual al valor de la resistencia.

En la figura 1.27 están las reactancias que se representan en eje Y (el eje imaginario) pueden dirigirse hacia arriba o hacia abajo, dependiendo de si es mayor la influencia de la bobina o la del condensador.

Las resistencias se muestran en el eje X. (sólo en la parte positiva del eje X).  
El valor de la impedancia (la línea diagonal) será (Ec. 1.28):

$$Z = \sqrt{R^2 + X^2}$$

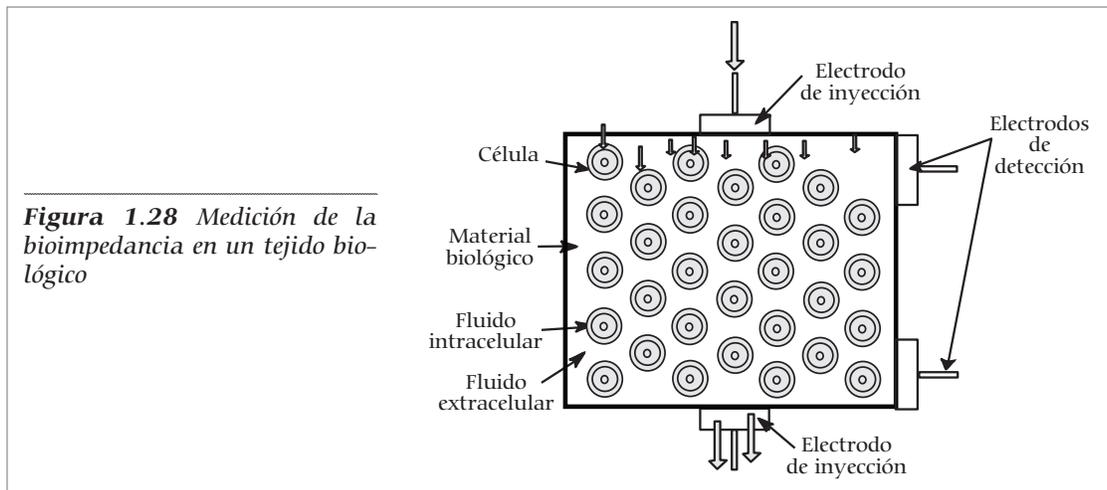
donde:

- Z es la impedancia
- R es la resistencia y
- X es la reactancia.

## Concepto de bioimpedancia

Cuando se mide la impedancia a través de un tejido biológico se le denomina bioimpedancia y está relacionada con las características eléctricas del tejido como la conductividad ( $\sigma$ ) y la permitividad ( $\epsilon$ ).

La conductividad y la permitividad varían con la frecuencia y con el tipo de tejido (tamaño de las células, tipo de líquido intra-extracelular), figura 1.28.



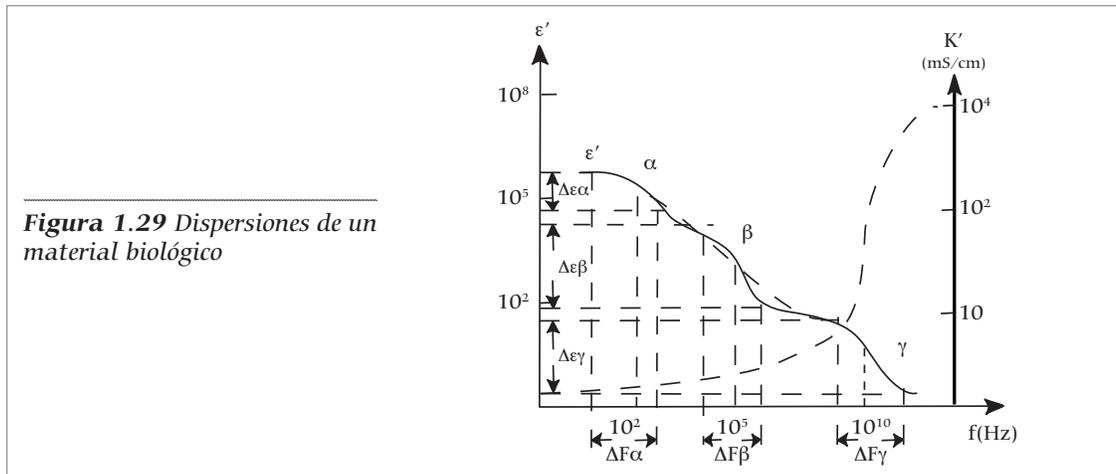
Debido a este comportamiento se puede asociar una “frecuencia característica” a cada tipo de tejido. Existen tres regiones donde se puede medir,  $\alpha$  (Hz a 10 kHz),  $\beta$  (10 kHz a 100 MHz), y  $\gamma$  (100 MHz a 100 GHz), en la región  $\beta$  la más utilizada.

La dispersión  $\alpha$  va desde unos pocos Hz a 10 kHz y se relaciona con las pérdidas dieléctricas del medio, estructuras intracelulares y la difusión iónica. En esta región no se suelen hacer mediciones porque aporta poca información y la elevada impedancia de los electrodos no lo hace fácil.

La dispersión  $\beta$  va desde los 10 kHz a los 100 MHz y está relacionada con la capacidad de la membrana celular, y la respuesta de las moléculas de las proteínas. Aquí es donde se realiza la mayoría de las mediciones.

La dispersión  $\gamma$  va desde los 100 MHz a 100 GHz y está relacionada con los mecanismos de relajación dipolar como las moléculas de agua, sales.

En la figura 1.29 se muestran las dispersiones de un material biológico.



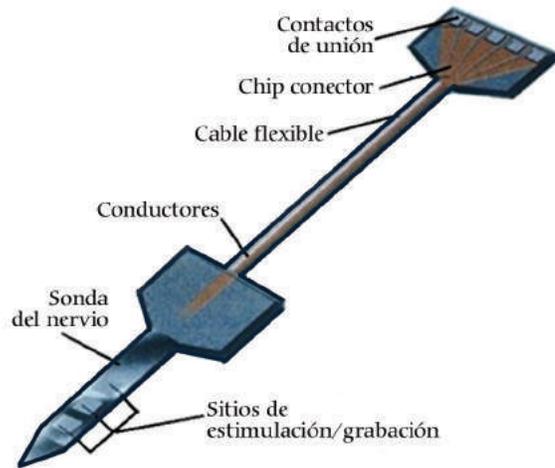
La bioimpedancia tiene varias aplicaciones médicas, por ejemplo:

- Medida de la composición corporal.
- Medida del sistema respiratorio.
- Medida de la concentración de biomasa.
- Medida del flujo sanguíneo cerebral.
- Distribución de líquidos.
- Detección del estado de alimentos.
- Determinación del estado de órganos (medida de la impedancia del tejido del corazón de manera invasiva, medida de la impedancia de la mama de forma no invasiva).
- Monitoreo de medidas de bioimpedancia en trasplante de órganos. Figura 1.30.

## Bioimpedancia como consecuencia de la fibrosis

Cuando un objeto extraño se aloja en el cuerpo humano, por ejemplo, una bala o los electrodos de un marcapaso cardiaco, se forma alrededor de este cuerpo extraño lo que se conoce como fibrosis. Fibrosis es la formación o desarrollo en exceso de tejido conectivo fibroso en un órgano o tejido como consecuencia de un proceso reparativo o

**Figura 1.30** Electrodo de silicio desarrollado en el Centro Nacional de Microelectrónica (CNM) en Barcelona, España, para monitoreo de trasplantes de órganos. (Cortesía del CNM)

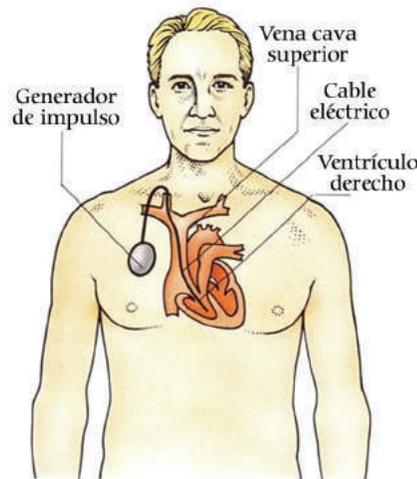


reactivo, en contraposición a la formación de tejido fibroso como constituyente normal de un órgano o tejido.

La fibrosis se produce por un proceso inflamatorio crónico, lo que desencadena un aumento en la producción y deposición de Matriz Extracelular. En un caso particular, por ejemplo cuando se coloca un electrodo de un marcapasos cardiaco (Figura 1.31) y que tiene cierta impedancia, este mismo electrodo, al encontrarse adherido al músculo cardiaco, la señal que envía al corazón en esa interfase electrodo-músculo cardiaco se genera una bioimpedancia.

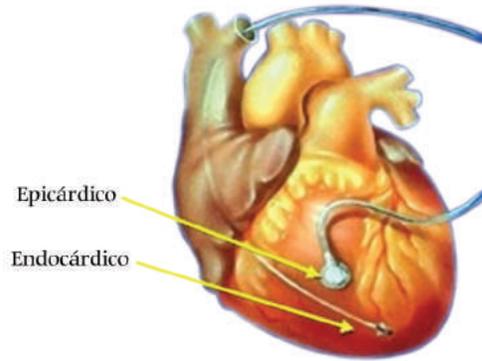
Al paso del tiempo, por ser el electrodo un cuerpo extraño, se genera fibrosis y en consecuencia aumenta la bioimpedancia hasta llegar a un valor fijo.

**Figura 1.31** Un marcapasos cardiaco es un dispositivo que funciona con baterías y que envía impulsos eléctricos controlados al corazón para que se contraiga con regularidad



En la figura 1.33 se muestra la imagen de la extracción de dos electrodos de marcapasos mediante la técnica laser excimer, después de haber estado implantados en un cuerpo humano 5 años. En la imagen se puede observar claramente la fibrosis presentada alrededor de los electrodos.

**Figura 1.32** Electrodo de un marcapaso cardiaco



**Figura 1.33** Extracción de dos electrodos de cinco años de antigüedad, mediante cirugía láser excimer, los cuales presentan fibrosis alrededor de éstos



Nota aclaratoria: En este capítulo se les ha llamado a las siguientes unidades: Amperes, Volts, Ohms, etc, pero en algunos textos también se les llama: Amperes, Voltios, Ohmios, etcétera.

## Referencias bibliográficas

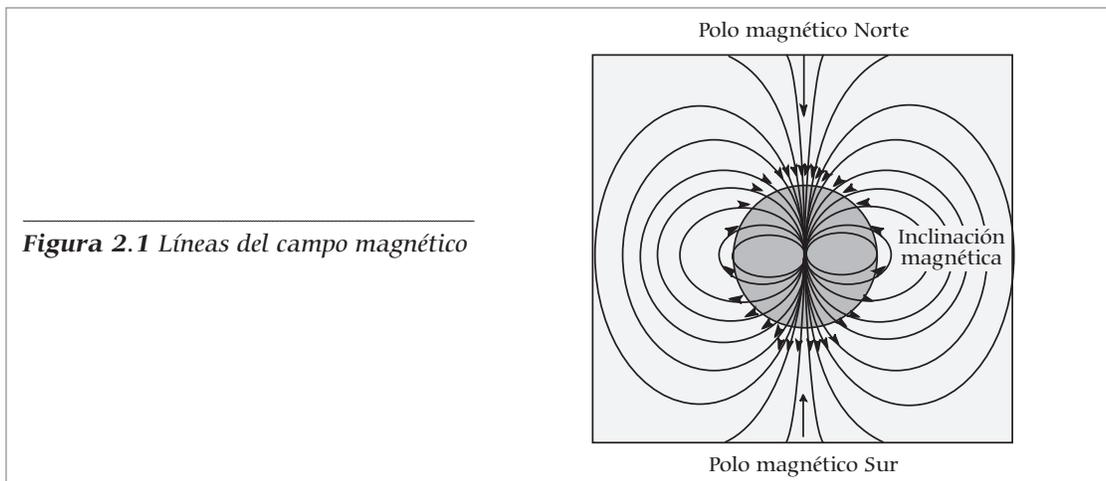
1. Wiley PH, Stutzman WL. *A simple experiment to demonstrate Coulomb's law*. EUA: Am J Phys 46, Nov 1978; (11): 1131-32.
2. Akinrimisi J. *Note on the experimental determination of Coulomb's law*. EUA: Am J Phys, May 1982; 50 (5): 459-60.
3. White HE. *Física Moderna*. México: UTEHA, 1965.
4. Guyton Hall. *Tratado de Fisiología Médica*. México: 10ª Ed, Mc Graw Hill, 2008.
5. Mosquera VX. *Experiencia inicial con la extracción de electrodos de marcapasos y desfibrilador asistida con láser excimer*. México: Rev Esp Cardiol 2011; 64(9): 824-7.
6. Tony Smith. *Atlas del Cuerpo Humano*. Mondadori, España.
7. Meléndez AP. *Un paso hacia la independencia tecnológica*. México: Rev Ciencia y Des Mayo-Jun 1984; 56: 9-13.
8. Reyes LA, et al. *Diseño y Construcción de Instrumental Electromédico*. México: Rev Ciencia y Des Mayo-Jun 1984; 56: 52-63.
9. McWilliam JA (1899). *Electrical stimulation of the heart in man*. EUA: Br Med J 1: 348-50.
10. Malmivuo J, Plonsey R. *Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. EUA: 2005; I: 1-193.
11. Kandel ER, Schwarts JH, Jessell TM. *Principios de Neurociencia*. España: Mc Graw Hill, 2001.
12. Cubillo MA, Guevara MJ, Pedroza MV. *Discapacidad humana, presente y futuro: El reto de la rehabilitación en México*, ISBN: 968-7507-55-1, México: 2000.
13. Pedroza MA. *Desarrollo tecnológico y discapacidad*. Discapacidad humana, presente y futuro: El reto de la rehabilitación en México, ISBN: 968-7507-55-1, México: 2000; 67-75.
14. Serway RA, Jewett JW. *Física: electricidad y magnetismo*, México: Edamasa, ISBN: 13:978-970-830-063-6, 2009.



# Electromagnetismo

# 2

## CAMPO MAGNÉTICO



Los campos magnéticos tienen su origen en las corrientes eléctricas; una corriente eléctrica más intensa resultará en un campo magnético más intenso. Un campo eléctrico existe aunque no haya flujo de corriente eléctrica (como ocurre en el experimento de frotar ámbar con un paño).

El campo magnético es una región del espacio en la cual una carga eléctrica puntual de valor  $q$  que se desplaza a una velocidad  $v$ , siente los efectos de una fuerza que es perpendicular y proporcional tanto a la velocidad como al campo, llamada inducción magnética o densidad de flujo magnético. En física, la fuerza de Lorentz es la fuerza ejercida por el campo electromagnético que recibe una partícula cargada o una corriente eléctrica. De tal manera que dicha carga percibirá una fuerza descrita con la ecuación de Lorentz (Ec. 2.1).

$$\vec{F} = q(\vec{v}) \times \vec{B}$$

donde:

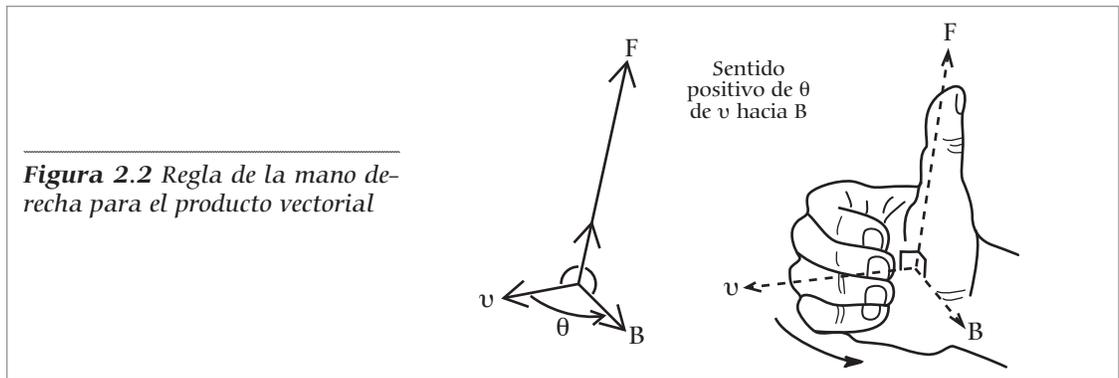
$\vec{F}$  es la fuerza de Lorentz [N]

$q$  es la carga eléctrica puntual [C]

$\vec{v}$  es la velocidad de desplazamiento de la carga [m/s]

$\vec{B}$  es el flujo de campo magnético (Tesla [T] = Weber/m<sup>2</sup> = Volts • seg/m<sup>2</sup>)

$\vec{v}$  y  $\vec{B}$  son magnitudes vectoriales y el producto cruz es un producto vectorial (ver recuadro 2.1 al final del capítulo) que tiene como resultante un vector perpendicular a ellos ( $\vec{F}$ ), tal como se muestra en la figura 2.2:



**Figura 2.2** Regla de la mano derecha para el producto vectorial

La magnitud de la fuerza resultante será (Ec. 2.2):

$$|\vec{F}| = q |\vec{v}| |\vec{B}| \cdot \text{sen} \theta$$

donde

$\theta$  es el ángulo el ángulo entre los vectores  $\vec{v}$  y  $\vec{B}$ .

## Propiedades del campo magnético

El flujo de campo magnético se define por la siguiente ecuación (Ec. 2.3):

$$\vec{B} = \nabla \times \vec{A}$$

donde:

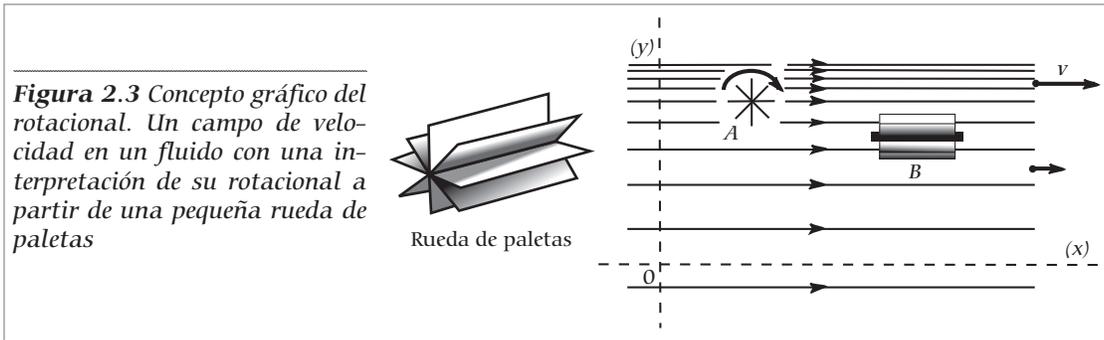
$\vec{B}$  es el flujo de campo magnético [T]

$\vec{A}$  es el campo vectorial

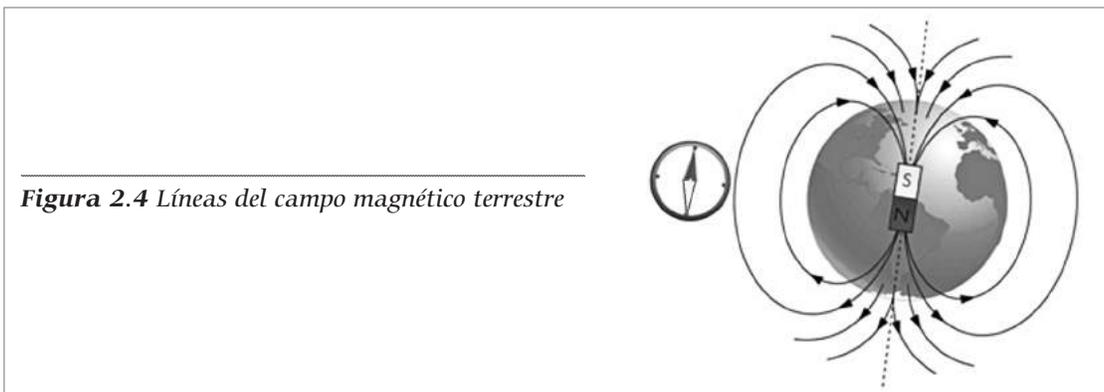
El rotacional de  $\vec{A}$  se expresa mediante la siguiente ecuación:  $\vec{\nabla} \times \vec{A}$  (Ec. 2.4)

$$\vec{\nabla}_x \vec{A} = \begin{vmatrix} \hat{i} & \hat{j} & \hat{k} \\ \frac{\partial}{\partial x} & \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial z} \\ A_x & A_y & A_z \end{vmatrix}$$

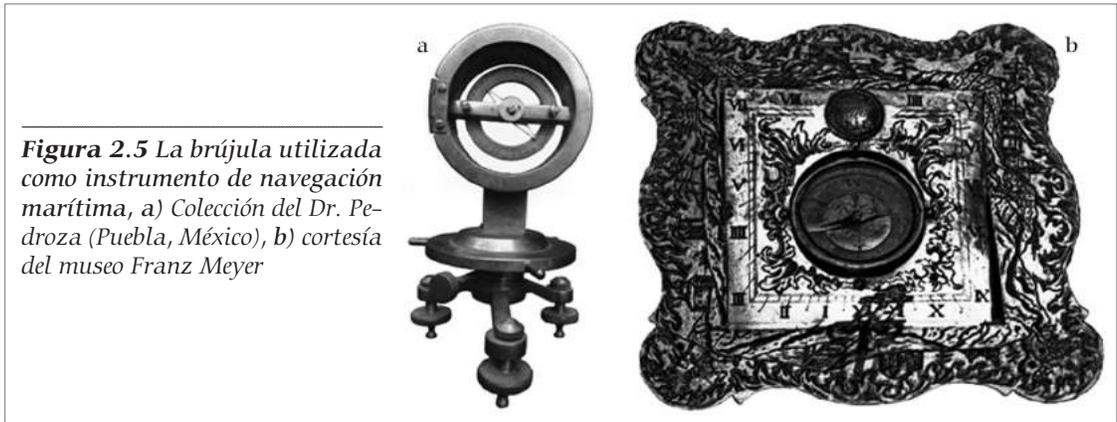
El concepto de rotacional proviene de un modelo matemático de los efectos que ocurren en la hidrodinámica expuestos por Helmholtz referente al movimiento de vértices de los campos de fluido y que Maxwell los asoció a los conceptos de Faraday de los campos eléctricos inducidos por campos magnéticos invariables en el tiempo.



## Las fuentes naturales de campos electromagnéticos



En el medio en que vivimos, hay campos electromagnéticos por todas partes, pero son invisibles para el ojo humano. También se producen campos eléctricos por la acumulación de cargas eléctricas en determinadas zonas de la atmósfera que dan origen a descargas eléctricas, conocidas como rayos y centellas, durante las tormentas. El campo magnético terrestre provoca la orientación de las agujas de las brújulas, en dirección norte-sur, y los pájaros y los peces lo utilizan para orientarse.



**Figura 2.5** La brújula utilizada como instrumento de navegación marítima, a) Colección del Dr. Pedroza (Puebla, México), b) cortesía del museo Franz Meyer

## Fuentes de campos electromagnéticos generadas por el hombre

Además de las fuentes naturales, en el espectro electromagnético hay fuentes generadas por el hombre, que se utilizan, por ejemplo, para diagnosticar la fractura de un hueso (rayos X). Por otra parte, hay diversos tipos de ondas que se utilizan para transmitir información, ya sea por medio de antenas de televisión, estaciones de radio y de telefonía celular.

Una onda electromagnética es la forma de propagación de la radiación electromagnética a través del espacio. Y sus aspectos teóricos están relacionados con la solución en forma de onda que admiten las ecuaciones de Maxwell. A diferencia de las ondas mecánicas, las ondas electromagnéticas no necesitan un medio material para propagarse, es decir, pueden desplazarse por el vacío.

Las ondas luminosas son ondas electromagnéticas cuya frecuencia está dentro del rango de la luz visible.

## CONCEPTOS BÁSICOS SOBRE LONGITUD Y FRECUENCIA DE LAS ONDAS

La relación entre la frecuencia y la longitud de onda en un campo electromagnético, es la siguiente (Ec. 2.5):

$$f = \frac{c}{\lambda}$$

donde:

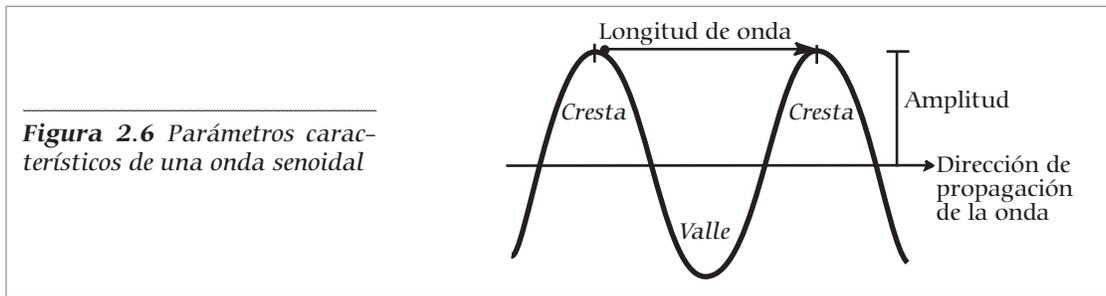
$f$  es la frecuencia ( Hertz [Hz], [ 1 pulso / seg ])

$c$  es la velocidad de propagación de la luz en el espacio vacío  $3 \times 10^8$  m/seg  
= 300,000 km/seg.

$\lambda$  es la longitud de onda [m]

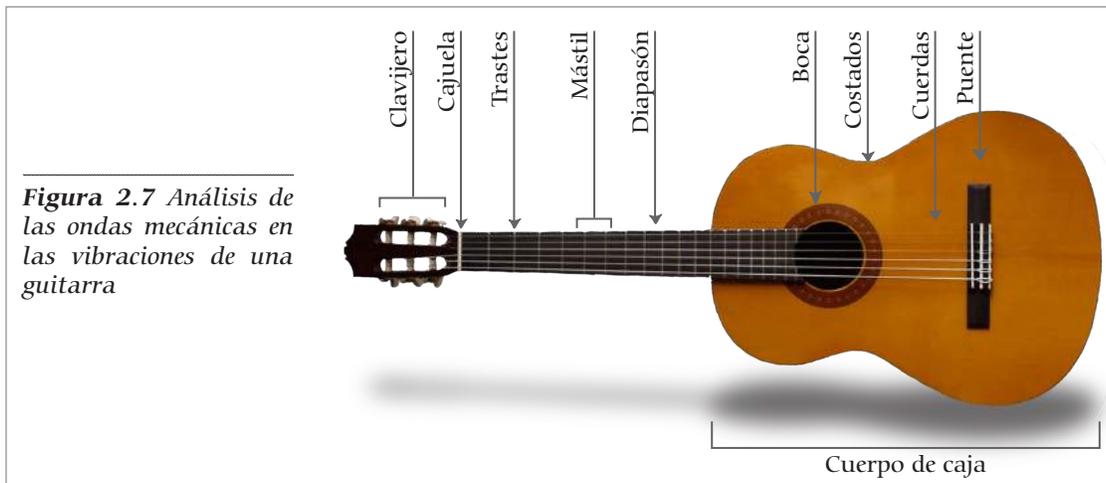
Se puede imaginar a las ondas electromagnéticas como series de ondas muy uniformes que se desplazan a gran velocidad: la velocidad de la luz. La frecuencia describe el número de oscilaciones o ciclos por segundo, por tanto, la expresión «longitud de onda» se refiere a la distancia entre una onda y la que sigue. Por ello, la longitud de onda y la frecuencia están ligadas: cuanto mayor es la frecuencia, más corta es la longitud de onda.

En la figura 2.6 se analizan las características de una onda, como: cresta, valle, amplitud, frecuencia y dirección de propagación.



**Figura 2.6** Parámetros característicos de una onda senoidal

En la figura 2.7 se puede ver la analogía entre la frecuencia y longitud del brazo de la guitarra, así como el grueso de las cuerdas.



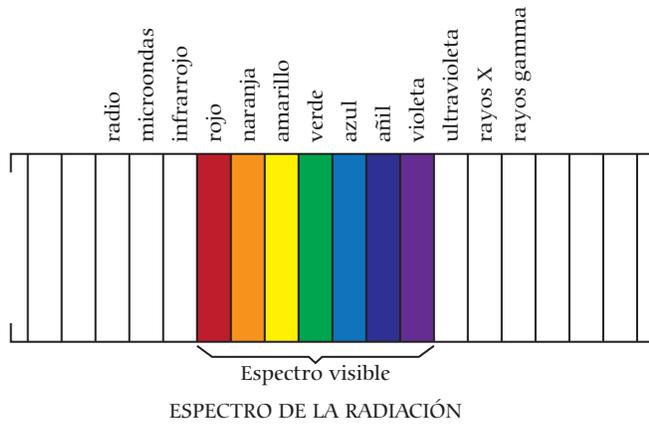
**Figura 2.7** Análisis de las ondas mecánicas en las vibraciones de una guitarra

En la figura 2.8 se muestra el equivalente en color del espectro de radiación electromagnética.

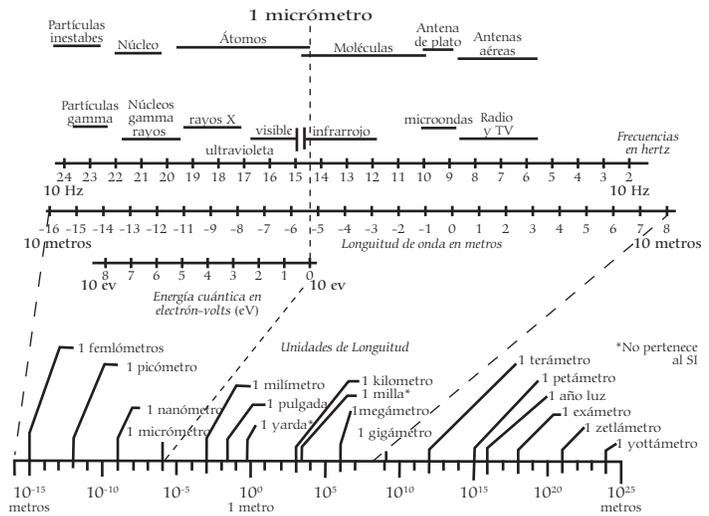
La figura 2.9 ilustra el espectro de radiación electromagnética y sus comparaciones a nivel atómico y molecular, en el sistema métrico y unidades de longitud.

Con el uso de este tipo de frecuencias electromagnéticas se hacen diagnósticos, como: Rayos X (Tejido óseo), Radiación térmica (fisioterapia), Radiación óptica, Resonancia magnética.

**Figura 2.8** Rango visible del espectro electromagnético



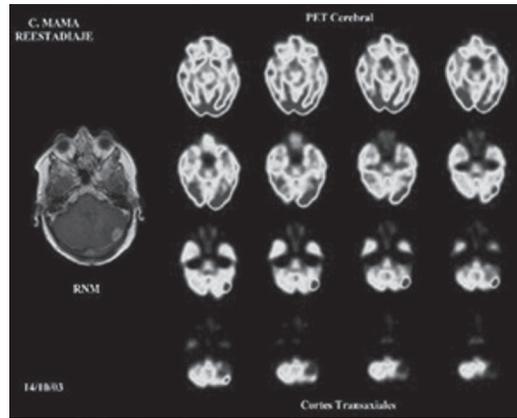
**Figura 2.9** Espectro de la frecuencia y longitudes de onda



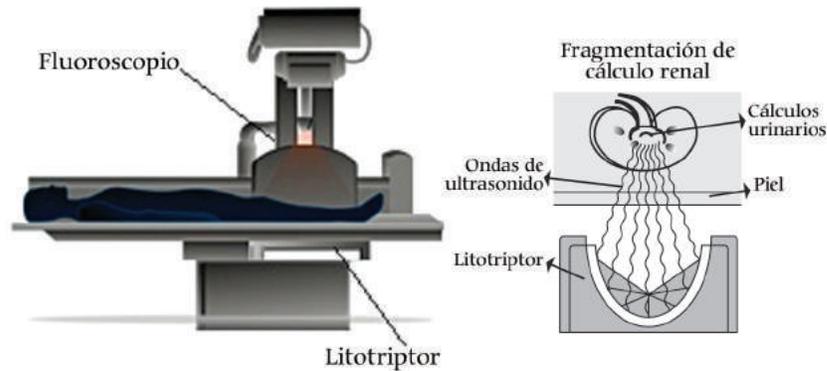
**Figura 2.10** Tubo de rayos X antiguo con acabado artístico (Colección del Dr. Pedroza, Puebla, México). La denominación rayos X designa a una radiación electromagnética, invisible, capaz de atravesar cuerpos opacos y de imprimir las películas fotográficas



**Figura 2.10** PET (Tomografía por Emisión de Positrones) cerebral. La Tomografía por Emisión de Positrones es una técnica no invasiva de diagnóstico e investigación in vivo por imagen capaz de medir la actividad metabólica del cuerpo humano



**Figura 2.12** La fluoroscopia como técnica de diagnóstico. Un litotriptor es un equipo que localiza y visualiza cálculos renales, sincronizando automáticamente ultrasonido y rayos X para pulverizar (sin cirugía) cálculos (piedras) en las vías urinarias y permitir su eliminación con la orina



## Principales fuentes de campos electromagnéticos de frecuencia baja, media y alta

Los campos electromagnéticos variables en el tiempo que producen los aparatos eléctricos son un ejemplo de campos de frecuencia extremadamente baja (FEB, o ELF, en inglés), con frecuencias de 300 Hz. Otras tecnologías producen campos de frecuencia intermedia (FI), con frecuencias de 300 Hz a 10 MHz, y campos de radiofrecuencia (RF), con frecuencias de 10 MHz a 300 GHz. Los efectos de los campos electromagnéticos sobre el organismo no sólo dependen de su intensidad, sino también de su frecuencia y energía.

Las principales fuentes de campos de FEB son la red de suministro eléctrico y todos los aparatos eléctricos; las pantallas de computadora, los dispositivos anti-robbo y los sistemas de seguridad son las principales fuentes de campos de FI y las principales fuentes de campos de RF son: radio, televisión, antenas de radares, teléfonos celulares y hornos de microondas. Estos campos inducen corrientes en el organismo que, dependiendo de su amplitud y frecuencia, pueden producir diversos efectos como calentamiento y sacudidas eléctricas. No obstante, para producir estos efectos, los campos exteriores al organismo deben ser muy intensos, mucho más que los presentes habitualmente en el medio.

## Campos electromagnéticos de frecuencias altas

Los teléfonos móviles, la televisión y los transmisores de radio y radares producen campos de RF. Estos campos se utilizan para transmitir información a distancias largas y son la base de las telecomunicaciones, así como de la difusión de radio y televisión en todo el mundo. Las microondas son campos de RF de frecuencias altas, del orden de GHz. En los hornos de microondas, se utilizan estos campos para el calentamiento rápido de alimentos.

En las frecuencias de radio, los campos eléctricos y magnéticos están estrechamente relacionados y sus niveles se miden por la densidad de potencia, en Watts por metro cuadrado ( $W/m^2$ ).

## CAMPOS MAGNÉTICOS PRODUCIDOS POR CORRIENTES ELÉCTRICAS

Al conectar un equipo (eléctrico o electrónico) a una toma de corriente eléctrica, se generan campos electromagnéticos que se propagan a través del cable de donde se toma la corriente. Cuanto mayor sea la corriente en el cable, mayor será la intensidad del campo electromagnético inducido; este fenómeno se aprecia mejor en la corriente alterna (CA) que en la directa (CD).

### Campo magnético de un solenoide

Como el campo en el exterior es mucho más débil que el del interior del solenoide, puede ser despreciado, de allí que la circulación se calcula sólo en el interior del solenoide de longitud  $L$  (Ec. 2.6).

$$B = \mu_0 \frac{NI}{L}$$

donde:

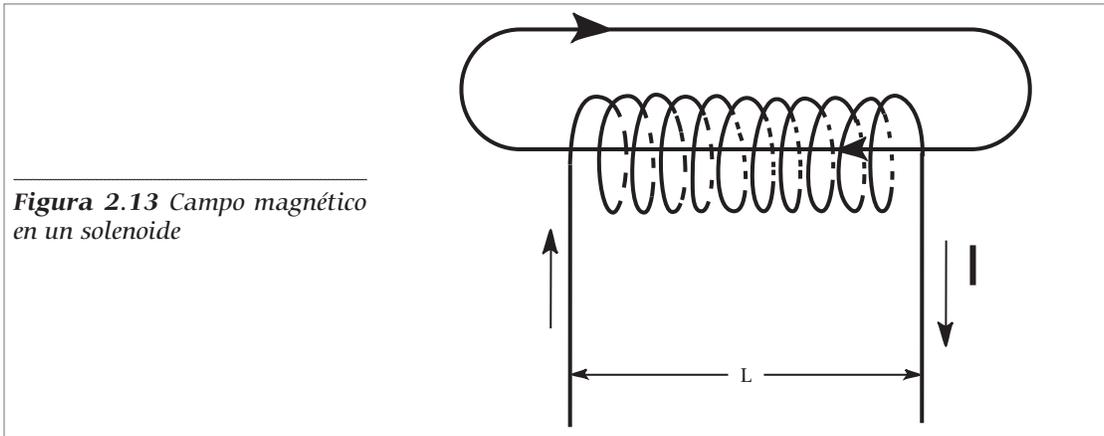
$B$  es el flujo de campo magnético

$\mu_0$  es la permeabilidad en el vacío

$N$  es el número de espiras

$I$  es la corriente que circula a través del solenoide

$L$  es la longitud del solenoide



**Figura 2.13** Campo magnético en un solenoide

## Campo magnético de un toroide

Se calcula la circulación a lo largo de una circunferencia que pasa por el medio del toroide, es decir,  $r$  es el radio medio del toroide (Ec. 2.7).

$$B = \mu_0 \frac{NI}{2\pi \cdot r}$$

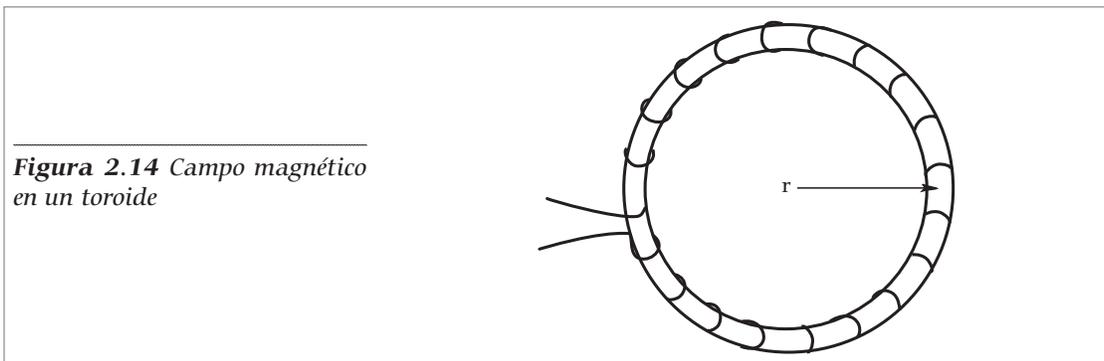
donde:

$B$  es el flujo de campo magnético

$\mu_0$  es la permeabilidad en el vacío

$NI$  es la cantidad de hilos de corriente que quedan encerrados dentro de la superficie elegida para calcular la circulación.

$2\pi \cdot r$  es el perímetro de la circunferencia del toroide.



**Figura 2.14** Campo magnético en un toroide

## CAMPOS ELECTROMAGNÉTICOS DE FRECUENCIAS BAJAS

Los campos magnéticos se originan por el movimiento de cargas eléctricas. La intensidad de los campos magnéticos se mide en Amperes por metro (A/m), aunque en las investigaciones sobre campos electromagnéticos los científicos utilizan más frecuentemente una magnitud relacionada, la densidad de flujo (en microteslas,  $\mu\text{T}$ ).

Campos eléctricos	Campos magnéticos
1. La fuente de los campos eléctricos es el voltaje, la diferencia de potencial, o la tensión eléctrica.	1. La fuente de los campos magnéticos es la corriente eléctrica.
2. La intensidad del campo eléctrico se mide en Volts por metro (V/m).	2. La intensidad del campo magnético se mide en Ampers por metro (A/m).
3. Existe un campo eléctrico cuando hay una carga puntual.	3. Los campos magnéticos existen en forma de dipolos cuando fluye la corriente.
4. La intensidad del campo eléctrico disminuye conforme aumenta la distancia desde la fuente.	4. La intensidad del campo magnético disminuye conforme aumenta la distancia desde la fuente.

**Cuadro 2.1** Comparación de campos eléctricos y magnéticos

## FLUJO MAGNÉTICO

El flujo magnético, representado con la letra griega  $\phi$ , se calcula a partir del número de líneas de campo magnético, la superficie sobre la cual actúa y el ángulo de incidencia formado entre las líneas de campo magnético y los diferentes elementos de dicha superficie.

La unidad de flujo magnético en el Sistema Internacional de Unidades SI o MKS (Metros, Kilogramos, Segundos) es el Weber y se designa por  $Wb$ .

Si el flujo de campo magnético  $B$  es normal (perpendicular) a la superficie de área  $S$ , el flujo  $\phi$  que pasa a través de dicha área es simplemente el producto del valor absoluto de ambos vectores (Ec. 2.8):

$$\phi = BS$$

donde:

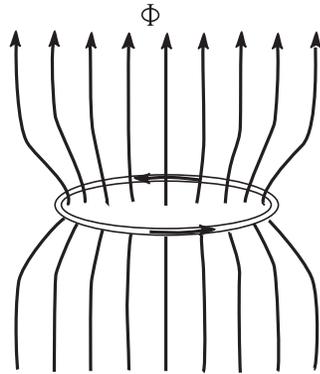
$\phi$  es el flujo de campo magnético

$B$  es el campo magnético perpendicular a  $S$ , que es la superficie.

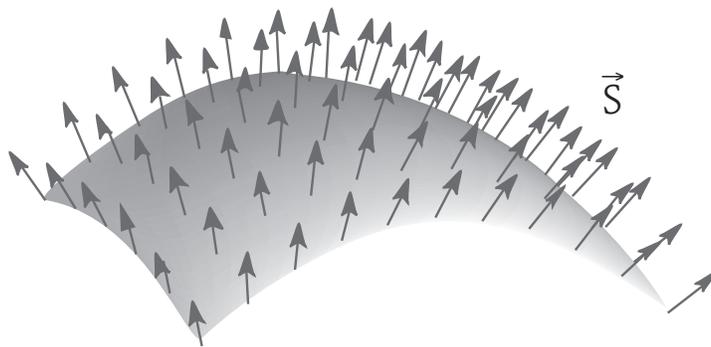
En muchos casos el campo magnético no es perpendicular a la superficie, sino que forma un ángulo  $\varphi$  con ella, por lo se puede generalizar un poco más tomando vectores (Ec. 2.8a):

$$\phi = \vec{B} \cdot \vec{S} = |\vec{B}| \cdot |\vec{S}| \cos(\varphi)$$

**Figura 2.15** (a) Concentración del flujo magnético por una espira. (b) Bobina magnética utilizada en el microsatélite SATEX.1 (foto cortesía del proyecto microsátélites experimentales mexicanos SATEX.1)



**Figura 2.16** Vectores perpendiculares ("normales") a una superficie  $S$

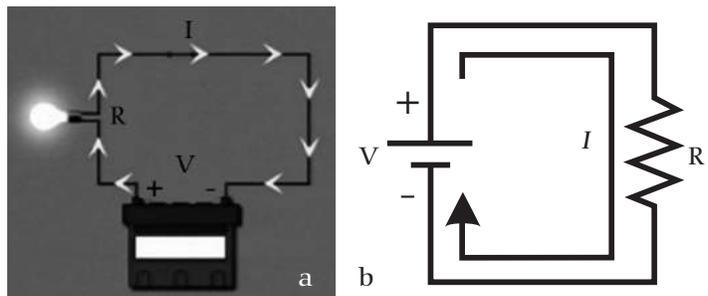


## FUERZA ELECTROMOTRIZ

La fuerza electromotriz, FEM se define como el trabajo que el generador realiza para pasar por su interior la unidad de carga positiva del polo negativo al positivo, dividido entre el valor en Coulombs de dicha carga.

Esto justifica el hecho de que cuando circula un electrón por el circuito exterior al generador, desde el polo positivo al negativo, es necesario realizar un trabajo o consumo de energía (mecánica, química, etcétera) para transportarla por el interior desde un punto de menor potencial (el polo negativo al cual llega) a otro de mayor potencial (el polo positivo por el cual sale).

**Figura 2.17** a) Fuerza electromotriz proporcionada por una batería, la cual genera el voltaje  $V$  necesario para encender el foco  $R$  al circular una corriente  $I$ . b) Circuito equivalente



La FEM se mide en Volts, igual que el potencial eléctrico. En la figura 2.17 a) FEM es la batería y R es el foco, en la figura 2.17 b) se muestra su circuito equivalente. La fuerza electromotriz (FEM), se relaciona con la diferencia de potencial (V) entre los bornes de la batería y la resistencia interna (R) de esta misma, mediante la siguiente ecuación (Ec.2.9):

$$E = V + RI$$

donde:

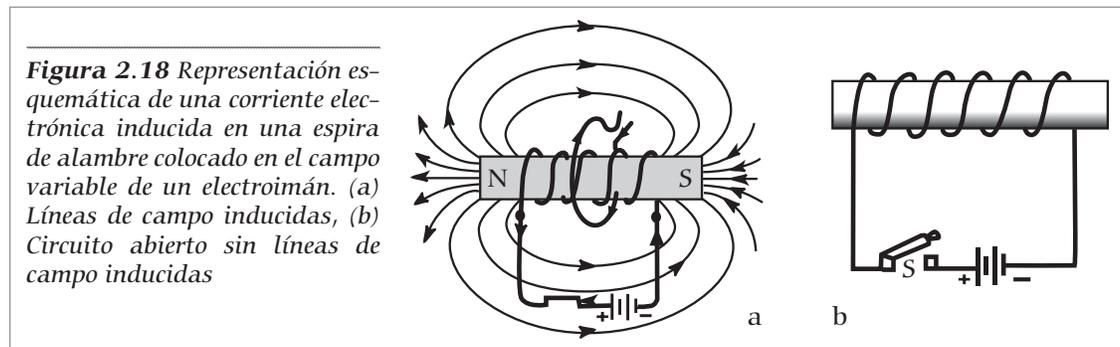
$E$  es la FEM

$V$  es el voltaje o diferencia de potencial

$RI$  es la caída de potencial que se produce en el interior de la batería a causa de la resistencia óhmica (R) que ofrece esta al paso de la corriente (I).

## Fuerza electromotriz inducida

La fuerza electromotriz de inducción (o inducida) en un circuito cerrado es igual a la variación del flujo de inducción  $\phi$  del campo magnético que lo atraviesa en la unidad de tiempo, lo que se expresa por la Ley de Faraday-Lenz (Ec. 2.10).



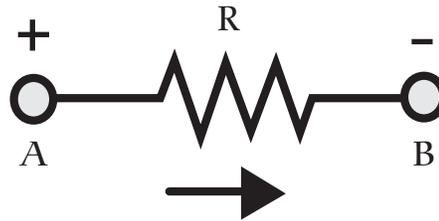
## Diferencia de potencial

La tensión o el voltaje entre dos puntos de un campo eléctrico es igual al trabajo que realiza dicha unidad de carga positiva para transportarla desde el punto A al punto B. En el Sistema Internacional de Unidades, la diferencia de potencial se mide en volts (V).

Cuando se habla de una diferencia de potencial en un solo punto, o potencial, se refiere a la diferencia de potencial entre este punto y algún otro donde el potencial sea cero.

# POLARIDAD

**Figura 2.19** Diagrama esquemático de la polaridad de la diferencia de potencial entre las terminales A y B



Cuando por dos puntos de un circuito puede circular una corriente eléctrica, la polaridad de la caída de voltaje o tensión está determinada por la dirección convencional de la misma; es decir, del punto de mayor potencial al de menor.

Otra de las formas de expresar el voltaje o la tensión entre dos puntos en un circuito estará en función de la intensidad de corriente y la resistencia existentes entre ellos; así se obtiene uno de los enunciados de la ley de Ohm (cómo se expuso en el capítulo 1 (Ec. 1.14), que señala:

$$V=RI$$

Es importante destacar que  $V$  no se refiere al potencial eléctrico, sino a la diferencia de potencial  $\Delta V$  entre dos puntos.

## ECUACIONES DE MAXWELL

Son cuatro ecuaciones que describen por completo los fenómenos electromagnéticos. La contribución de James Clerk Maxwell fue reunir en estas ecuaciones largos años de resultados experimentales, debidos a Coulomb, Gauss, Ampere, Faraday y otros, quienes introdujeron los conceptos de campo y corriente de desplazamiento, unificando los campos eléctricos y magnéticos en un solo concepto: el campo electromagnético.

Las ecuaciones que gobiernan el fenómeno electromagnético son las de Maxwell, que para fuentes de carga en el espacio vacío son:

$$\nabla \cdot E = 4\pi\rho \quad \text{Gauss} \quad (\text{Ec. 2.11})$$

$$\nabla \times B - \frac{1}{c} \frac{\partial E}{\partial t} = \frac{4\pi}{c} J \quad \text{Ampere} \quad (\text{Ec. 2.12})$$

$$\nabla \times E + \frac{1}{c} \frac{\partial B}{\partial t} = 0 \quad \text{Faraday} \quad (\text{Ec. 2.13})$$

$$\nabla \cdot B = 0 \quad \text{Maxwell} \quad (\text{Ec. 2.14})$$

En las ecuaciones de Maxwell viene implícita la ecuación de continuidad tanto en la densidad de carga como en la densidad de corriente, esto es (Ec.2.15):

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot J = 0$$

Combinando la ecuación Ec.2.11 (Gauss) con la Ec.2.12 (Ampere) se obtiene la ecuación de Lorentz para partículas eléctricamente cargadas y en movimiento (Ec.2.16):

$$F = q \left( E + \frac{v}{c} \times B \right)$$

donde:

$F$  es la fuerza de Lorentz

$q$  es la carga

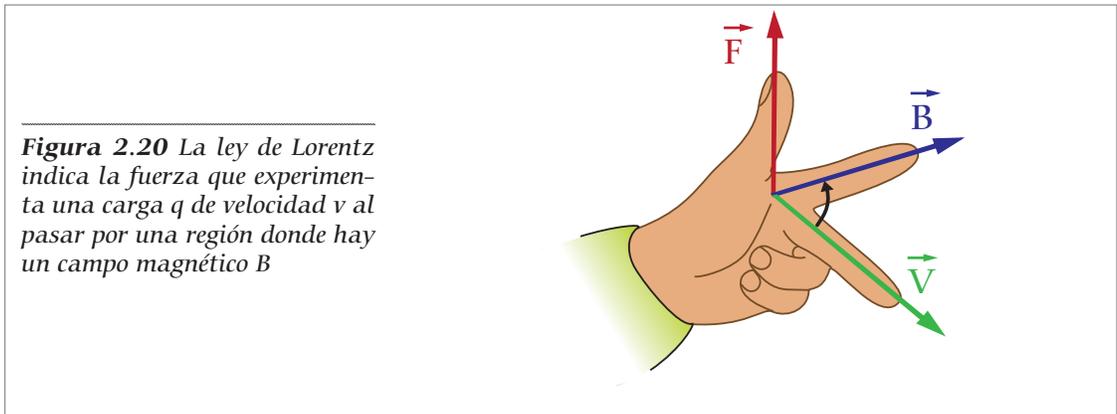
$E$  es al campo eléctrico

$v$  es la velocidad de la partícula cargada

$c$  es la velocidad de propagación de la luz en el vacío

$B$  es el flujo de campo magnético

La fuerza de Lorentz actúa sobre la partícula cargada en un campo electromagnético, y puede representarse por la ley de la mano izquierda.



## Representación macroscópica de las ecuaciones de Maxwell

Las ecuaciones de Maxwell surgen de la teoría electromagnética y son el resumen de esta teoría desde un punto de vista macroscópico. Esas ecuaciones tienen la forma más general:

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{D} = \rho \quad (\text{Ec. 2.11a})$$

$$\vec{\nabla} \times \vec{E} = \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (\text{Ec. 2.12a})$$

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{B} = 0 \quad (\text{Ec. 2.13a})$$

$$\vec{\nabla} \times \vec{H} = \vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad (\text{Ec. 2.14a})$$

Los parámetros que intervienen en las ecuaciones de Maxwell son los siguientes (Ec.2.17):

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{D} = \rho$$

donde:  $\vec{\nabla}$  este símbolo se llama operador Nabla; la flecha indica su carácter vectorial, es decir, dirección y sentido.

(Ec. 2.18)

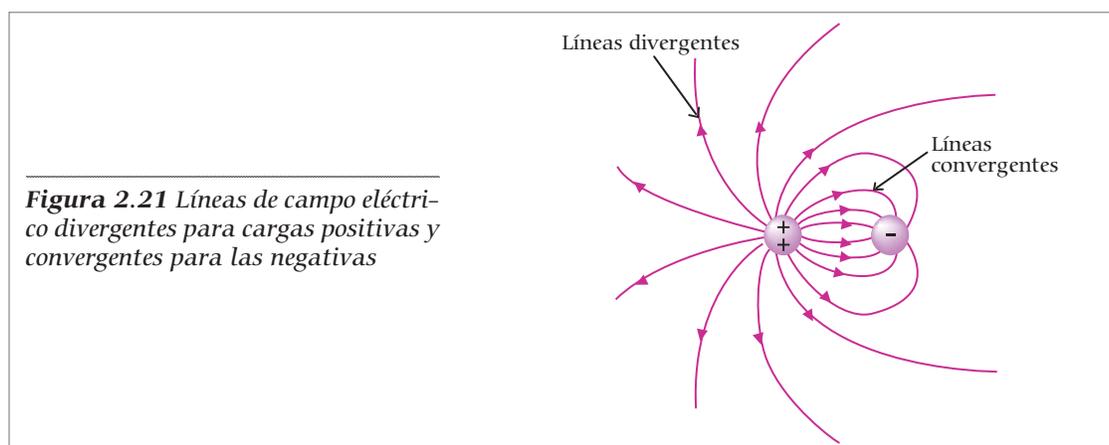
$$\vec{\nabla} = \frac{\partial}{\partial x} \hat{i} + \frac{\partial}{\partial y} \hat{j} + \frac{\partial}{\partial z} \hat{k}$$

$\vec{D} = \epsilon_0 \vec{E}$ , vector de desplazamiento del campo eléctrico.

Al hacer el producto "punto" ( $\cdot$ ), el cual es un producto escalar (ver recuadro 2.1, al final del capítulo)

$\rho$ , es la densidad de cargas existentes en el espacio.

$\vec{\nabla} \cdot \vec{D}$ , es la divergencia de  $\vec{D}$ .



La divergencia de un campo vectorial, en este caso  $\vec{D}$ , nos dará una idea de la diferencia entre las líneas de campo eléctrico entrante (convergentes) y las líneas de campo saliente (divergentes), producidas por las cargas eléctricas.

$\vec{E}$  es el campo eléctrico existente en el espacio creado por las cargas.

$\vec{B} = \mu \vec{H}$  es el campo magnético existente en el espacio creado por las corrientes eléctricas.

$\vec{H}$  es el campo magnético que resume los efectos magnéticos de la materia.

$\vec{J} = \rho \vec{v}$  es la densidad de corriente mide el flujo de cargas por unidad de tiempo

$\epsilon$  : es la permitividad eléctrica característica de los materiales dieléctricos.

$\mu$  es la permeabilidad magnética característica de los materiales paramagnéticos.

## Significado físico

Cuando Maxwell resumió la teoría electromagnética de su época en sus ecuaciones escribió las siguientes (Ec. 2.19):

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{E} = \frac{\rho}{\epsilon}$$

que no es nada más que la ley de Gauss, que se reduce a la ley de Coulomb para cargas puntuales (Ec. 2.20).

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{B} = 0$$

que no tiene nombre y expresa la inexistencia de monopolos magnéticos en la naturaleza, es decir, esta es la explicación de que, al romper un imán, se obtienen dos imanes, y no dos medio-imanes (Ec. 2.21).

$$\vec{\nabla} \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t}$$

que es la expresión diferencial de la ley de Faraday (Ec. 2.22).

$$\vec{\nabla} \times \vec{B} = \mu \vec{J}$$

que es la ley de Ampere. Sin embargo, encontró que esta última ecuación, juntamente con la ley de Faraday llevaba a un resultado que violaba el principio de conservación de la carga, por lo cual decidió modificarla para que no violara este principio dándole la forma (Ec. 2.23):

$$\vec{\nabla}_x \vec{B} = \mu \vec{J} + \mu \epsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t}$$

que ahora se conoce como ley de Ampere modificada. El término introducido recibe el nombre de corriente de desplazamiento.

## Electrostática y magnetostática

Cuando consideramos que los campos eléctrico y magnético no varían en el tiempo, las ecuaciones de Maxwell quedan de la siguiente forma (Ec. 2.24):

$$\begin{aligned} \vec{\nabla} \cdot \vec{E} &= \frac{\rho}{\epsilon} \\ \vec{\nabla} \cdot \vec{E} &= 0 \\ \vec{\nabla} \cdot \vec{B} &= 0 \\ \vec{\nabla}_x \vec{B} &= \mu \vec{J} + \mu \epsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \end{aligned}$$

De  $\vec{\nabla}_x \vec{E} = 0$  se deduce que el campo eléctrico se deriva del gradiente de un potencial, es decir,  $\vec{E} = -\vec{\nabla} \phi$ , como se deduce de la ley de Coulomb.

De  $\vec{\nabla} \cdot \vec{B} = 0$  se deduce que el campo magnético es el rotacional de un potencial vectorial, es decir,  $\vec{B} = \vec{\nabla}_x \vec{A}$

## Ecuaciones de Maxwell en el vacío

Cuando se está en el vacío puede suponerse que no existen fuentes (es decir, que  $\rho = 0$  y  $\vec{J} = 0$ ) y las ecuaciones de Maxwell quedan de la siguiente manera (Ec. 2.25):

$$\begin{aligned} \vec{\nabla} \cdot \vec{E} &= 0 \\ \vec{\nabla}_x \vec{E} &= -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \\ \vec{\nabla} \cdot \vec{B} &= 0 \\ \vec{\nabla}_x \vec{B} &= \epsilon_0 \mu_0 \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \end{aligned}$$

En este caso se puede demostrar que tanto el campo  $\vec{E}$  (campo eléctrico), como  $\vec{B}$  (campo magnético), toman forma de una ecuación de onda con una velocidad  $c$  (Ec. 2.26):

$$1/\sqrt{\epsilon_0\mu_0} = c$$

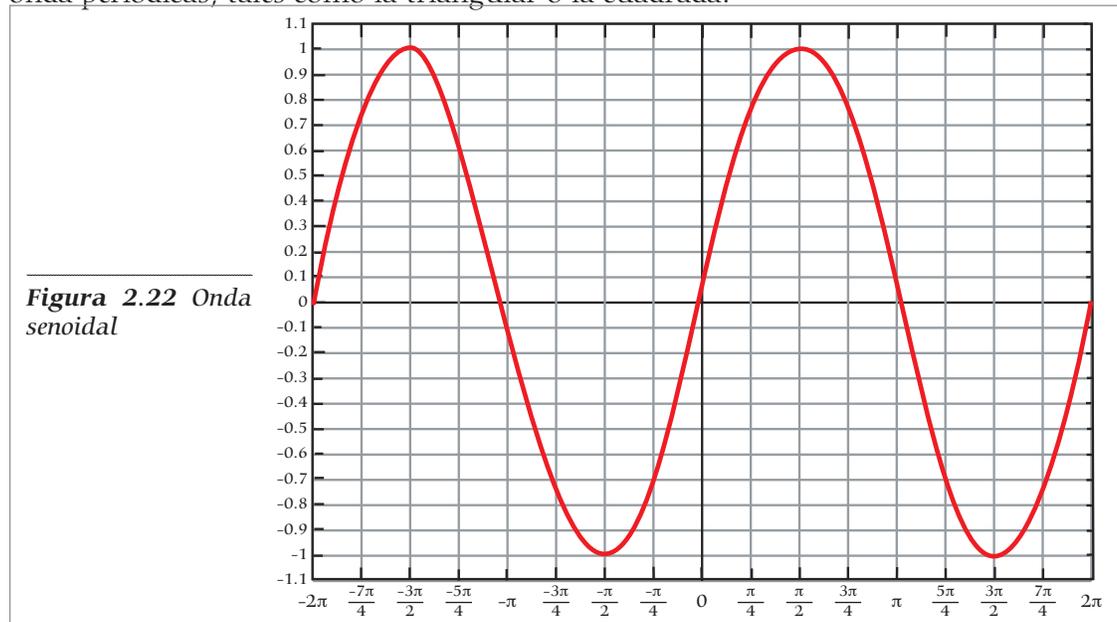
que es igual a la velocidad de la luz. De lo anterior, Maxwell propuso la hipótesis de que la luz no era más que una manifestación de las ondas electromagnéticas propagándose en el vacío, hipótesis que, verificada experimentalmente por Hertz, posterior a la muerte de Maxwell.

En realidad, la luz puede ser vista como un paquete de energía que oscila a cierta frecuencia (fotones con energía  $h\nu$ , donde  $h$  es la constante de Planck [ $4.135 \times 10^{-15}$  eV•s], y  $\nu$  es la frecuencia de oscilación), también se puede ver como una partícula (dualidad onda-partícula).

## CORRIENTE ALTERNA

Se denomina corriente alterna a la corriente eléctrica cuya dirección y signo varía de manera cíclica.

La forma de onda de la corriente alterna más común utilizada es la de una onda senoidal (figura 2.20). Sin embargo, en ciertas aplicaciones se utilizan otras formas de onda periódicas, tales como la triangular o la cuadrada.

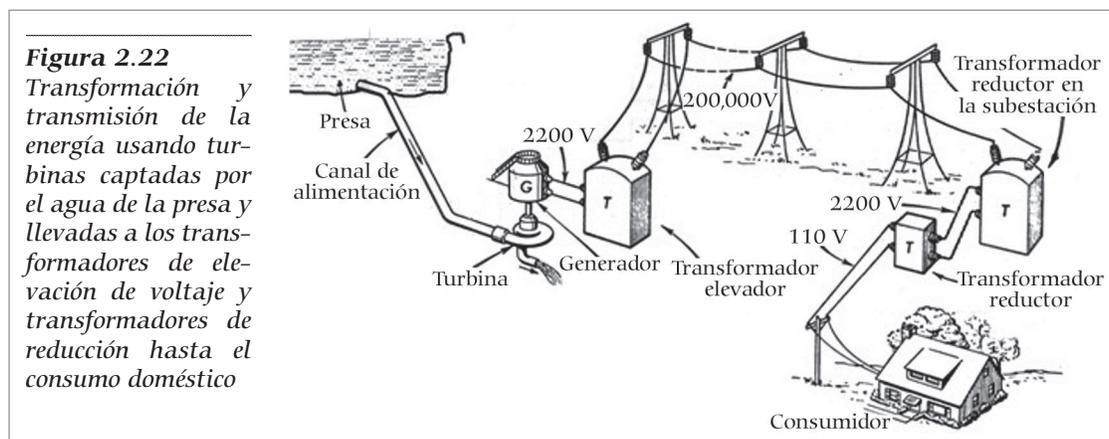


## Corriente alterna frente a corriente continua

La razón del amplio uso de la corriente alterna está determinada por su facilidad de transporte, cualidad de la que carece la corriente continua. En el caso de la corriente continua la elevación de la tensión se logra conectando baterías en serie, lo cual no es muy práctico para transportar energía a largas distancias, al contrario en corriente alterna se cuenta con un dispositivo: el transformador, que permite elevar o disminuir la tensión de manera eficiente.

La energía eléctrica es el producto de la tensión, la intensidad y el tiempo. Al paso de la corriente a través de los cables conductores, éstos se oponen al flujo de dicha corriente y representan una resistencia eléctrica que disipa la energía en forma de calor, lo cual implica pérdida de voltaje. Lo anterior se puede evitar mediante el uso de un transformador para elevar el voltaje hasta altos valores (alta tensión).

Con esto, la misma energía puede ser distribuida a largas distancias con bajas intensidades de corriente y, por tanto, con bajas pérdidas. Una vez en el punto de consumo o en sus cercanías, el voltaje puede ser reducido de nuevo para su uso industrial o doméstico de forma segura.

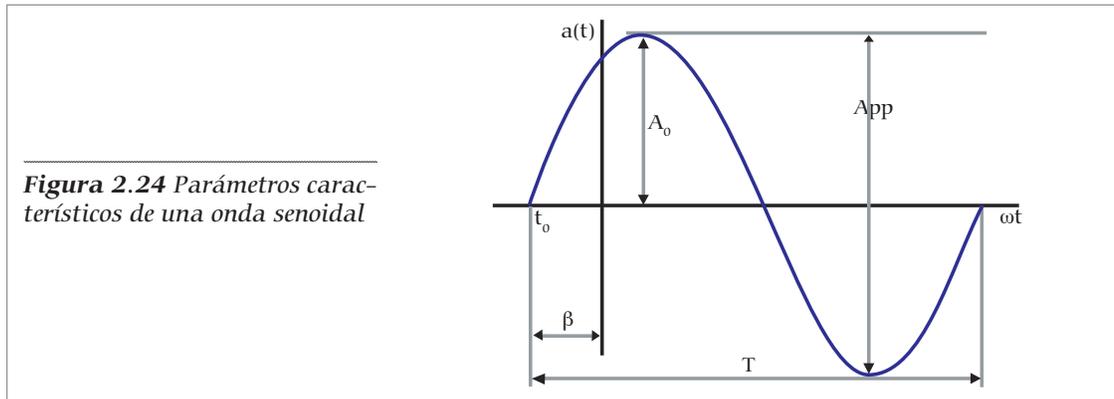


## Las matemáticas y la corriente alterna

Algunos tipos de ondas periódicas presentan el inconveniente de no tener definida su expresión matemática, por lo que no se puede operar analíticamente con ellas. Por el contrario, la onda senoidal sí tiene representación matemática, lo cual ofrece las siguientes ventajas:

- La función senoidal está perfectamente definida mediante su expresión analítica y gráfica.
- Las ondas periódicas no senoidales se pueden descomponer si se suma una serie de ondas senoidales de diferentes frecuencias llamadas armónicos.
- Se pueden generar con facilidad y en magnitudes de valores elevados para facilitar el transporte de la energía eléctrica.
- Su transformación en otras ondas de distinta magnitud se logra con facilidad mediante la utilización de transformadores.

## Onda senoidal



**Figura 2.24** Parámetros característicos de una onda senoidal

Una señal senoidal,  $a(t)$  se puede expresar matemáticamente según sus parámetros característicos, figura 2.24, como una función del tiempo por medio de la siguiente ecuación (Ec. 2.27):

$$a(t) = A_0 \text{sen}(\omega t + \beta)$$

donde:

$A_0$  es la amplitud,

$\omega = 2\pi f = 2\pi/T$  representa la frecuencia angular y

$\beta$  es el ángulo de desfase.

Dado que la frecuencia y el tiempo son variables naturales en la onda senoidal, la fórmula anterior se suele expresar como (Ec. 2.28):

$$a(t) = A_0 \text{sen}(2\pi f t + \beta)$$

donde  $f$  es la frecuencia en Hertz (Hz), y  $T$  es el periodo en segundos (s), equivale a la inversa del período que se representa como (Ec. 2.29):

$$f = 1/T$$

Los valores más empleados en la distribución de energía eléctrica doméstica son 50 Hz (Europa) y 60 Hz (América).

## Valores significativos

A continuación se indican otros valores significativos de una señal senoidal:

- **Valor instantáneo:** Es el que toma la ordenada ( $a(t)$ ) en un instante,  $t$ , determinado, figura 2.24.
- **Valor pico a pico:** Diferencia entre su pico o máximo positivo y su pico negativo ( $A_{pp}$ ). Dado que el valor máximo de  $\text{sen}(x)$  es  $+1$  y el valor mínimo es  $-1$ , una señal senoidal que oscila entre  $+A_0$  y  $-A_0$ . El valor de pico a pico, escrito como  $A_{pp}$ , es, por tanto,  $(+A_0)-(-A_0) = 2 \times A_0$ , figura 2.24.
- **Valor medio ( $A_{med}$ ):** Valor del área que forma con el eje de abcisas partido por su periodo. El valor medio se puede interpretar como la componente continua de la onda senoidal. El área se considera positiva si está por arriba del eje de abcisas y negativa si está por debajo. Como en una señal senoidal el semiciclo positivo es idéntico al negativo, su valor medio es nulo. Por eso, el valor medio de una onda senoidal se refiere a un semiciclo. Mediante el cálculo integral se puede demostrar que su expresión es la siguiente (Ec. 2.30):

$$A_{med} = \frac{2A_0}{\pi}$$

- **Valor eficaz (A).** En electricidad y electrónica, en corriente alterna, a la raíz cuadrada del valor cuadrático medio (en inglés *root mean square*, abreviado RMS o rms), de una corriente variable se denomina valor eficaz y se define como el valor de una corriente rigurosamente constante (corriente continua) que, al circular por determinada resistencia óhmica pura, produce los mismos efectos caloríficos (igual potencia disipada) que dicha corriente variable (corriente alterna). El valor eficaz de una corriente sinusoidal se mide por el calor que proporciona una resistencia cuando pasa la corriente por ella, y equivale al mismo calor que suministraría una fuente de corriente continua sobre dicha resistencia. Por ser la intensidad de esta corriente variable una función continua  $a(t)$ , se puede calcular (Ec. 2.31):

$$A = \sqrt{\frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} a^2(t) dt}$$

donde:

$T$  es el periodo

$t_0$  es el valor inicial

$t_0+T$  es el valor inicial más el periodo

En el campo industrial, el valor eficaz es de gran importancia puesto que casi todas las operaciones con magnitudes energéticas se hacen con dicho valor. De ahí que por rapidez y claridad se represente con la letra mayúscula de la magnitud que se trate (corriente  $I$ , voltaje  $V$  y potencia  $P$ ).

La expresión matemática demuestra que para una corriente alterna senoidal el valor eficaz viene dado por la expresión (Ec. 2.32):

$$A = \frac{A_0}{\sqrt{2}}$$

El valor  $A$ , tensión o intensidad, es útil para calcular la potencia consumida por una carga. Así, si una tensión de corriente continua (CC),  $V_{CC}$ , desarrolla cierta potencia  $P$  en una carga resistiva dada, una tensión de CA de  $V_{rms}$  desarrollará la misma potencia  $P$  en la misma carga si  $V_{rms} = V_{CC}$ .

Para ilustrar en la práctica los conceptos anteriores se considera, por ejemplo, la corriente alterna en la red eléctrica doméstica en Europa: cuando se dice que su valor es de 230 V CA, se está diciendo que su valor eficaz (al menos nominalmente) es de 230 V, lo que significa que tiene los mismos efectos caloríficos que una tensión de 230 V de CC. Su tensión de pico (amplitud), se obtiene despejando de la ecuación antes reseñada (Ec. 2.33):

$$V_0 = V_{rms} \cdot \sqrt{2}$$

Así, para la red de 230 V CA, la tensión de pico es de aproximadamente 325 V y de 650 V (el doble) la tensión de pico a pico.

Su frecuencia es de 50 Hz, lo que equivale a decir que cada ciclo de la onda senoidal tarda 20 ms en repetirse. La tensión de pico positivo se alcanza a los 5 ms de pasar la onda por cero (0 V) en su incremento, y 10 ms después se alcanza la tensión de pico negativo. Si se desea conocer, por ejemplo, el valor a los 3 ms de pasar por cero en su incremento, se empleará la función senoidal (Ec. 2.34):

$$v(t) = V_0 \cdot \text{sen}(2\pi ft) = 325 \text{sen}(2\pi \cdot 50 \cdot 3 \cdot 10^{-3}) = 325 \text{sen}(0.3\pi) \sim 262.9V$$

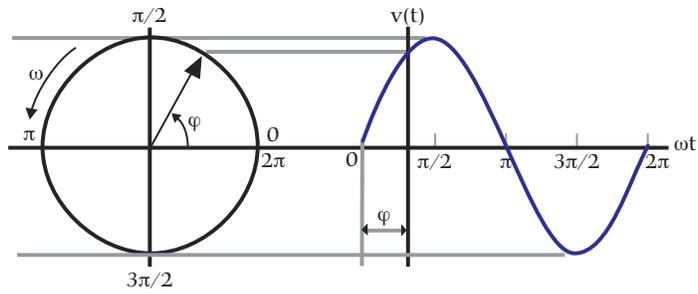
En México se tiene un voltaje promedio de 115 a 127 V de corriente alterna con una frecuencia de 60 Hz.

## Representación fasorial

Una función senoidal puede ser representada por un vector giratorio (figura 2.25), al que se denomina fasor o vector de Fresnel, que tendrá las siguientes características:

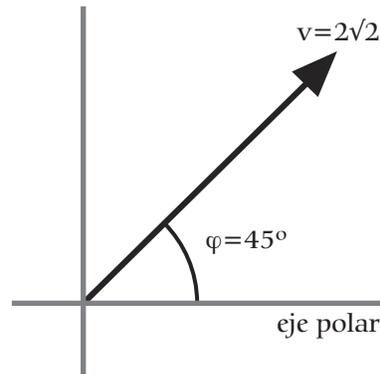
- Girará con una velocidad angular  $\omega$ .
- Su módulo será el valor máximo o el eficaz, según convenga.

**Figura 2.25** Representación fasorial de una onda senoidal o sinusoidal. La razón de utilizar la representación fasorial está en la simplificación que ello supone. Matemáticamente, un fasor puede ser definido mediante un número complejo



Considérese, a modo de ejemplo, una tensión de CA cuyo valor instantáneo sea el siguiente:

**Figura 2.26** Fasor de tensión, en forma polar



Ejemplo de fasor de tensión, denominado en formas polares, o (Ec. 2.35):

$$\vec{V} = 2 + 2j$$

## FACTOR DE POTENCIA

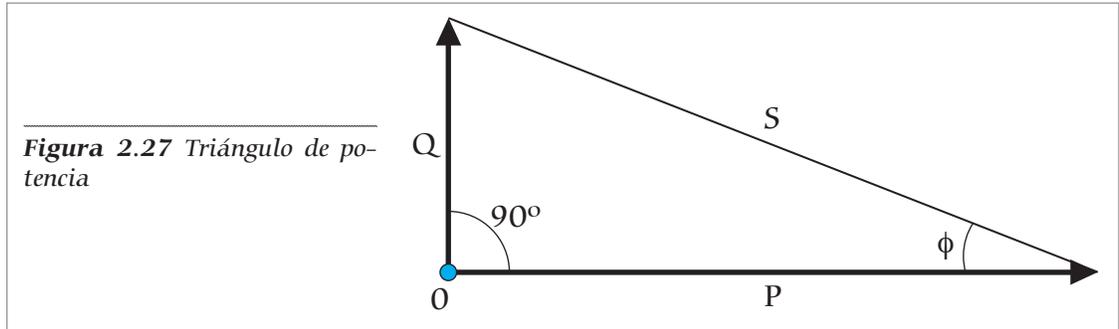
Se define factor de potencia, *f.p.*, de un circuito de corriente alterna, como la relación entre la potencia activa,  $P = V \cdot I$  (Voltaje por Corriente es la potencia disipada por cargas resistivas), y la potencia aparente,  $S = V \cdot I \cos \phi$  (potencia disipada por cargas reactivas), o como el coseno del ángulo que forman los fasores de la intensidad  $I$  y el voltaje  $V$ , designándose en este caso como  $\cos \phi$ , siendo  $\phi$  el valor de dicho ángulo. De acuerdo con el triángulo de potencias de la figura 2.27 (Ec. 2.35a).

$$f.p. = \cos \phi = \frac{P}{S}$$

El factor de potencia, *f.p.*, es de suma importancia principalmente en la industria pues nos indica la eficiencia en el consumo de la energía eléctrica, cuando (Ec. 2.36):

$$\cos \phi = 1$$

Significa que hay una eficiencia de 100%, lo cual ocurre sólo con cargas resistivas puesto que son elementos pasivos, sin embargo cuando  $f.p. < 1$  (ocurre con cargas reactivas como inductores o capacitores) significa que hay pérdidas de energía eléctrica, por ejemplo, algunos motores tienen un  $f.p. = 0.85$ ; esto significa que aprovechan la energía eléctrica en 85% y de 15% restante la disipan en calor.



**Figura 2.27** Triángulo de potencia

Q es la magnitud o intensidad de la relación del  $\frac{P}{S} = \cos\phi$

## Circuito RC

Un circuito RC de resistores y condensadores alimentados por una fuente eléctrica. Un circuito RC de primer orden se compone de un resistor y un condensador y es la forma más simple de un circuito RC.

Los circuitos RC pueden usarse para filtrar una señal al bloquear ciertas frecuencias y pasar otras. Los filtros RC más comunes son: filtro paso alto, filtro paso bajo, filtro paso banda, y filtro elimina banda.

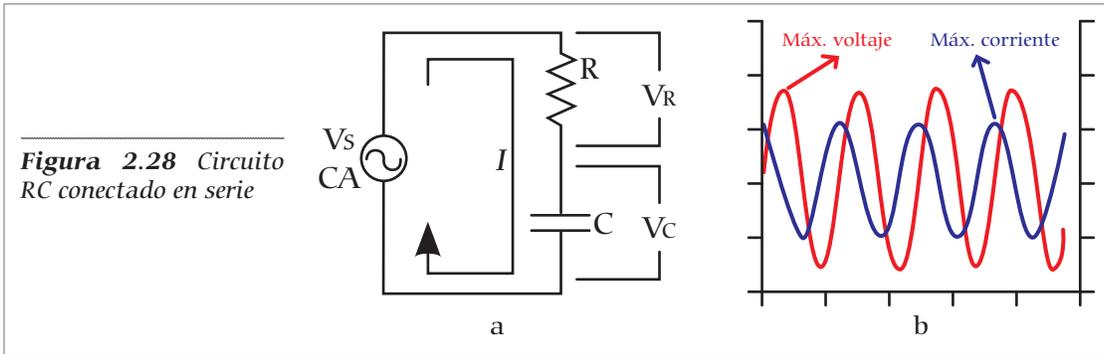
## Circuitos RC Serie

En un circuito RC en serie (figura 2.28a), la corriente (CA) que pasa por la resistencia y por el capacitor es la misma. Esto significa que cuando la corriente está en su punto más alto (corriente de pico), estará así tanto en la resistencia como en el capacitor.

Pero algo diferente ocurre con los voltajes. En la resistencia, el voltaje y la corriente están en fase (sus valores máximos coinciden en el tiempo). Pero con el voltaje en el capacitor no es así. El voltaje en el capacitor está retrasado con respecto a la corriente que pasa por él. (el valor máximo de voltaje sucede después del valor máximo de corriente en  $90^\circ$ ) Estos  $90^\circ$  equivalen a  $\frac{1}{4}$  de la longitud de onda dada por la frecuencia de la corriente que pasa por el circuito.

La corriente I es la misma por R y por C. El voltaje en el capacitor está desfasado  $90^\circ$  respecto a la corriente en el mismo circuito.

El voltaje total que alimenta el circuito RC en serie es igual a la suma del voltaje en la resistencia y el voltaje en el capacitor.



Este voltaje tendrá un ángulo de desfase (causado por el capacitor); se obtiene con ayuda de las siguientes fórmulas:

Valor del voltaje (magnitud) (Ec. 2.37)

$$V_s = \sqrt{V(R^2 + C^2)}$$

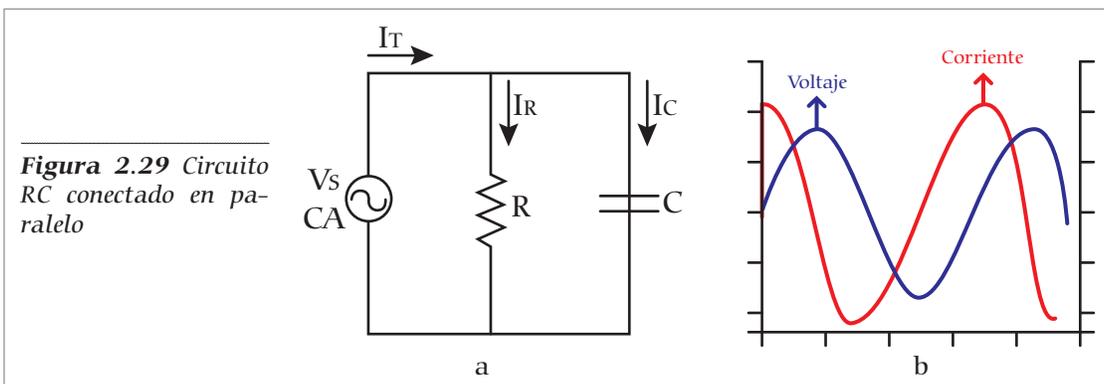
Ángulo de desfase: (Ec. 2.38)

$$\theta = \tan^{-1}\left(-\frac{V_C}{V_R}\right)$$

La impedancia del circuito anterior, representada por  $Z$  (Ohms,  $\Omega$ ), se obtiene dividiendo directamente  $V_s$  e  $I$  y el ángulo ( $\theta$ ) de  $Z$  se obtiene restando el ángulo de  $I$  del ángulo  $V_s$ .

## Circuitos RC en paralelo

En un circuito RC en paralelo el valor del voltaje es el mismo, tanto en el capacitor como en la resistencia, y la corriente que se entrega al circuito se divide entre los dos componentes.



La corriente que pasa por la resistencia y el voltaje que hay en ella, están en fase (la resistencia no causa desfase) y la corriente en el capacitor está adelantada respecto a la tensión (voltaje), que es igual que decir que el voltaje está desfasado respecto a la corriente.

La corriente alterna total es igual a la suma de las corrientes por los dos elementos y se obtiene con ayuda de las siguientes fórmulas (Ec.2.39):

$$I_T = \sqrt{I(R^2 + C^2)}$$

Ángulo de desfase:

$$\theta = \text{Arctan}\left(-\frac{I_C}{I_R}\right)$$

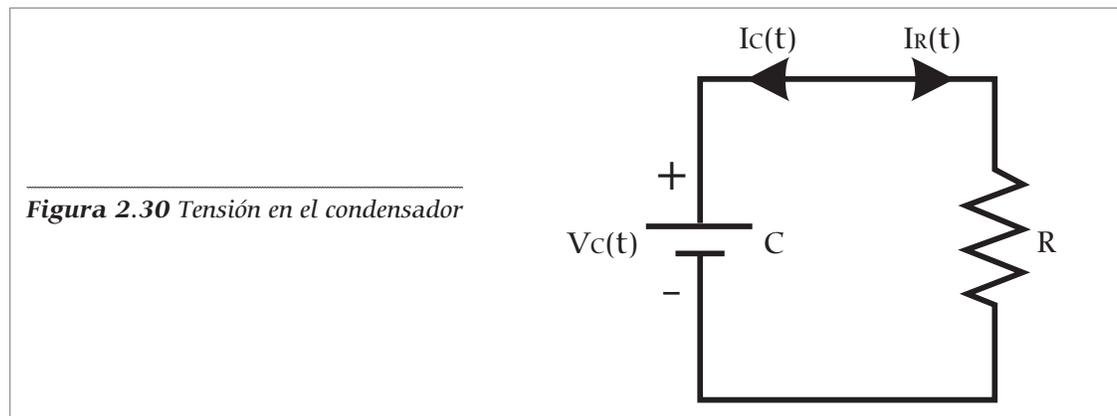
La impedancia Z del circuito en paralelo se obtiene con la fórmula (Ec.2.40):

donde:

$\omega = 2\pi f$ , es la frecuencia angular.

## Carga y descarga de un capacitor

Los capacitores tienen muchas aplicaciones que utilizan su capacidad de almacenar carga y energía; por eso, entender lo que sucede cuando se cargan o se descargan es de suma importancia práctica. Muchos circuitos eléctricos contienen resistores y capacitores. La duración del ciclo encendido/apagado es determinada por la constante de tiempo de una combinación resistor-capacitor.



Para efectos de análisis considérese la tensión inicial del condensador como  $V_0$ , esto significa que (Ec.2.41):

$$V_C(t) \Big|_{t=0} = V_C(0) = V_0$$

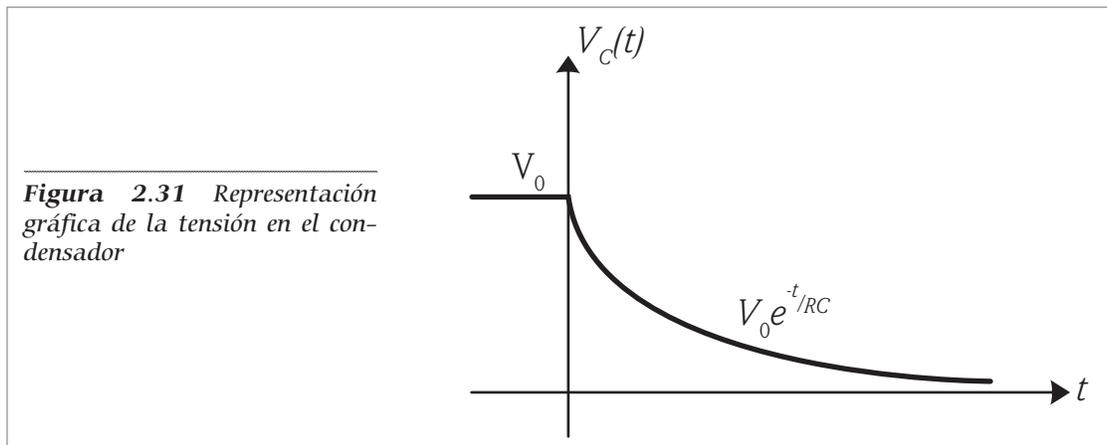
Se verá cómo es la tensión del condensador  $V_C(t)$  en función del tiempo. Aplicando la ley de Kirchhoff:

$$I_C + I_R = 0 \rightarrow C \frac{dV_C(t)}{dt} + \frac{V_C(t)}{R} = 0$$

Integrando (Ec.2.42):

$$V_C(t) = V_0 e^{-t/RC}$$

Se puede ver que la tensión en el condensador disminuye de manera exponencial hasta llegar a cero. En la figura 2.31 se puede ver la representación gráfica de la tensión del condensador.



Se define  $\tau = RC$  como la constante de tiempo, e indica la rapidez con la que disminuye la tensión del condensador.

Por ejemplo, considérese un capacitor  $C$  de  $1\mu F$ , ( $1\mu F = 1 \times 10^{-6} F$ ) y una resistencia  $R$  de  $10\Omega$ , sustituyendo estos valores en la ecuación  $\tau = RC$ , se tiene  $\tau = 1\mu F \cdot 10\Omega = 10\mu s$ , esto significa que el capacitor se descarga en un tiempo de  $\tau = 10\mu s$ , ( $10\mu s = 10 \times 10^{-6} s$ ).

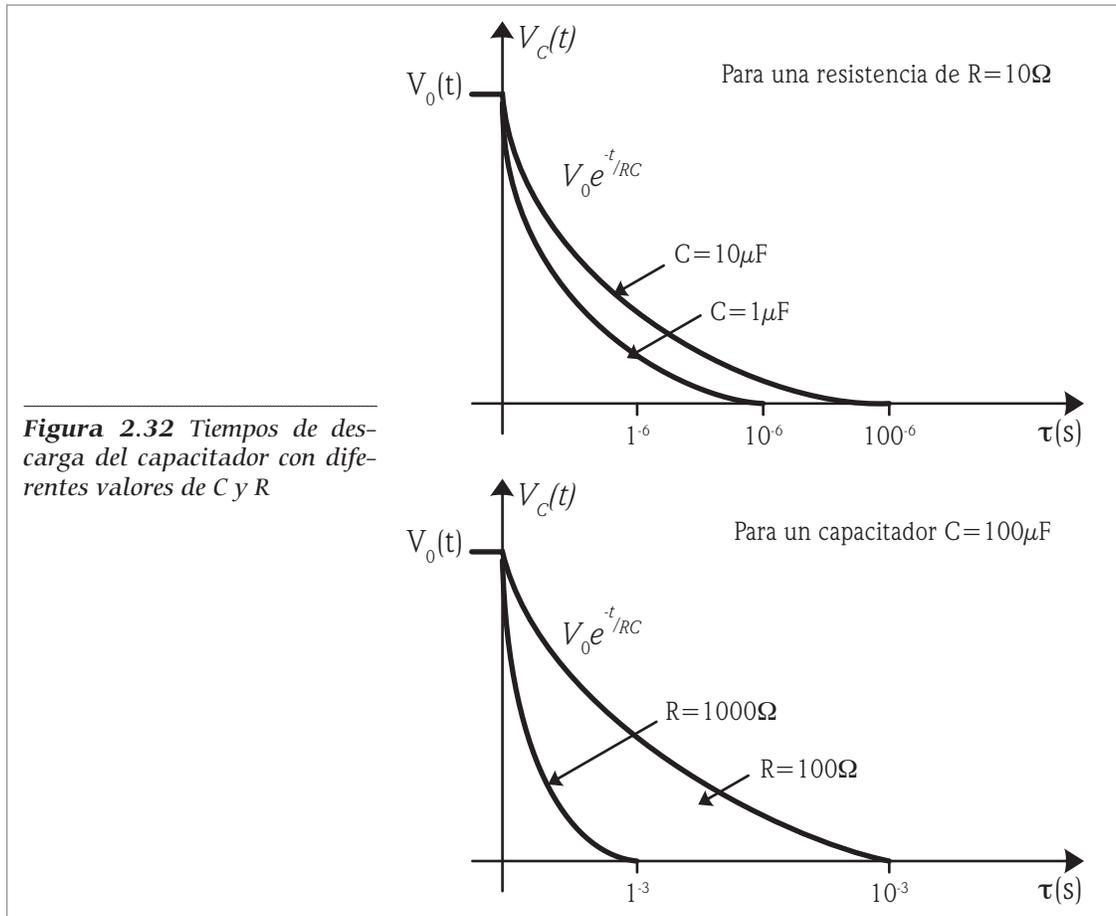
Ahora considérese un capacitor  $C$  de  $10\mu F$  y la misma resistencia  $R$  de  $10\Omega$ , sustituyendo estos valores en la ecuación  $\tau = RC$ , se tiene  $\tau = 10\mu F \cdot 10\Omega = 100\mu s$ , esto significa que el capacitor se descarga en un tiempo de  $\tau = 100\mu s$ .

Si ahora se considera un capacitor  $C$  de  $100\mu F$  pero ahora una resistencia  $R$  de  $100\Omega$ , sustituyendo estos valores en la ecuación  $\tau = RC$ , se tiene  $\tau = 100\mu F \cdot 100\Omega = 10ms$ ; esto significa que el capacitor se descarga en un tiempo de  $\tau = 10ms$ .

Y, por último, si se considera el mismo capacitor  $C$  de  $100\mu F$ , pero ahora una resistencia  $R$  de  $1000\Omega$ , sustituyendo estos valores en la ecuación  $\tau = RC$ , se tiene

$\tau = 100\mu F \cdot 1000\Omega = 1ms$ , esto significa que el capacitor se descarga en un tiempo de  $\tau = 1ms$ .

En las siguientes gráficas se aprecia cómo se descarga el capacitor para los ejemplos anteriores:

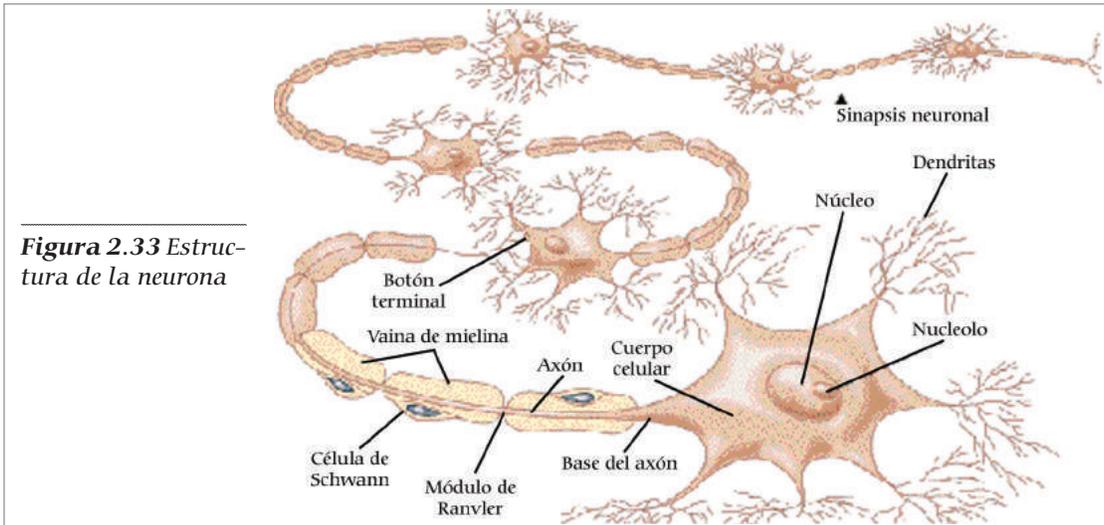


### Circuito RC desde el punto de vista biológico

Dentro del área de la Fisiología el estudio del circuito RC, y en particular de la carga/descarga del capacitor radica, en que en condiciones inferiores al umbral de la membrana celular esta puede ser descrita por una descarga uniforme distribuida de una capacitancia en paralelo con un resistor.

La neurona (célula) es la unidad básica del sistema nervioso. El cuerpo de esta célula especializada tiene proyecciones que reciben mensajes eléctricos o los transmiten a otras neuronas, músculos o glándulas. En la figura 2.33 se muestra la estructura de la neurona.

El axón es el cilindro más largo que se extiende desde un cuerpo celular; también es conocido como fibra nerviosa. Los axones conducen los impulsos sólo en una dirección. Algunos llegan a medir más de un metro de longitud, y los que tienen el diámetro más ancho, conducen los impulsos muy rápido.



**Figura 2.33** Estructura de la neurona

El punto en el que el estímulo empieza a transmitir un impulso eléctrico se denomina umbral; si un impulso es demasiado débil, o por abajo del umbral, sólo produce una breve respuesta local en la membrana. Pero si alcanza el umbral, el impulso viaja a lo largo de toda la longitud del axón con velocidad variable: las fibras que están frías (como cuando se aplica hielo para mitigar el dolor), las que tienen diámetros pequeños y las que no tienen vainas de mielina conducen los impulsos de manera más lenta.

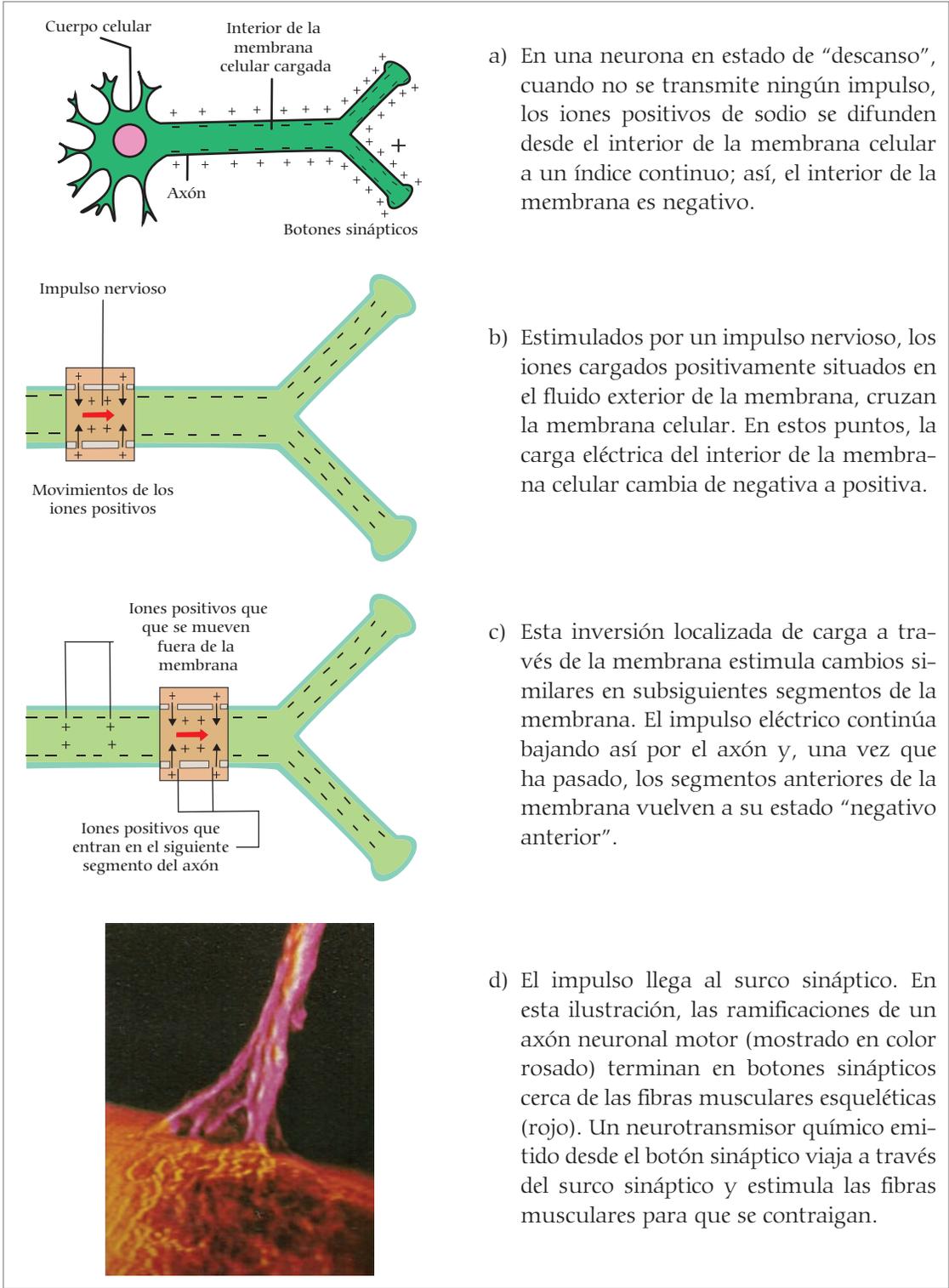
En la figura 2.34 se muestra el proceso de transmisión de un impulso eléctrico en el axón.

Ludwig Hermann (1905) fue el primero que sugirió que en condiciones inferiores al umbral de la membrana celular ésta puede ser descrita por una descarga uniforme distribuida de una capacitancia en paralelo con un resistor. En consecuencia, la respuesta a una corriente estimulante arbitraria puede ser evaluada empleando la teoría de circuitos eléctricos.

Como se ilustra en la figura 2.33, el axón tiene forma cilíndrica en la cual la longitud es superior al radio. En el capítulo 3, se describe más a fondo.

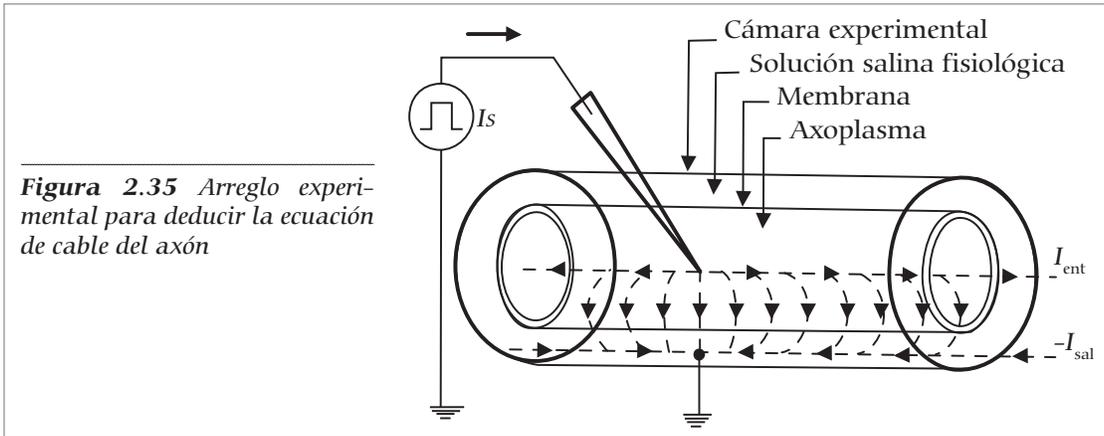
Suponga que el axón es inmerso en un electrólito (solución salina fisiológica) de extensión finita (representando el medio extracelular) y un impulso eléctrico excitante es introducido mediante dos electrodos, uno colocado fuera del axón, en el medio extracelular, y el otro dentro del axón, figura 2.35.

La corriente total de estímulo ( $I_{ent}$ ), la cual fluye de manera axial dentro del axón disminuye con la distancia desde parte de ésta y de manera continua cruza la membrana para retornar como una corriente ( $I_{sal}$ ), fuera del axón. Nótese que de la definición de la dirección de corriente positiva es a la derecha para ambas  $I_{ent}$  e  $I_{sal}$  en dicho caso, para conservar la corriente se requiere  $I_{sal} = -I_{ent}$ . Supóngase, además, que, tanto fuera como dentro del axón, el potencial es uniforme con una sección cruzada (esto es, independiente de la dirección radial) y el sistema tiene una simetría axial.



- a) En una neurona en estado de “descanso”, cuando no se transmite ningún impulso, los iones positivos de sodio se difunden desde el interior de la membrana celular a un índice continuo; así, el interior de la membrana es negativo.
- b) Estimulados por un impulso nervioso, los iones cargados positivamente situados en el fluido exterior de la membrana, cruzan la membrana celular. En estos puntos, la carga eléctrica del interior de la membrana celular cambia de negativa a positiva.
- c) Esta inversión localizada de carga a través de la membrana estimula cambios similares en subsiguientes segmentos de la membrana. El impulso eléctrico continúa bajando así por el axón y, una vez que ha pasado, los segmentos anteriores de la membrana vuelven a su estado “negativo anterior”.
- d) El impulso llega al surco sináptico. En esta ilustración, las ramificaciones de un axón neuronal motor (mostrado en color rosado) terminan en botones sinápticos cerca de las fibras musculares esqueléticas (rojo). Un neurotransmisor químico emitido desde el botón sináptico viaja a través del surco sináptico y estimula las fibras musculares para que se contraigan.

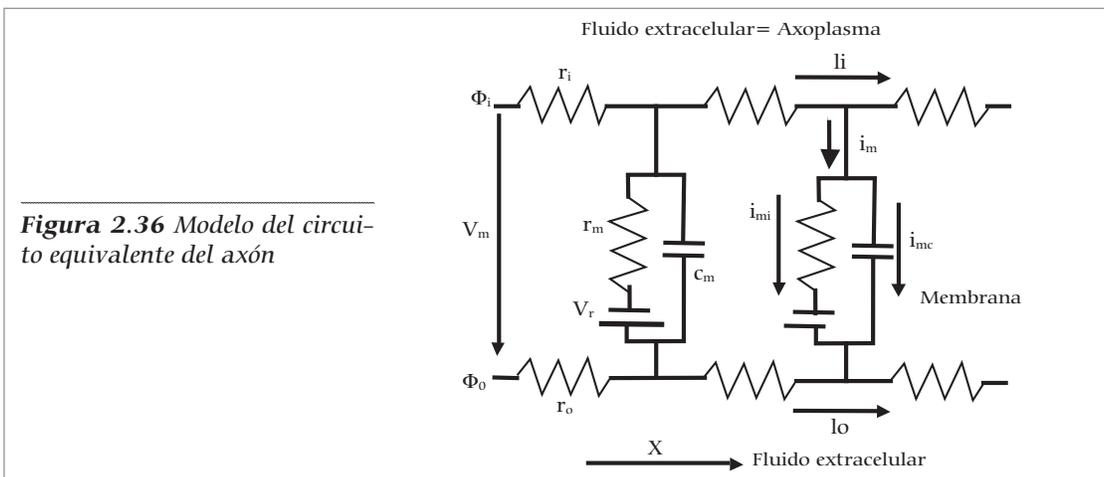
Figura 2.34 Proceso de transmisión de un impulso eléctrico en el axón



**Figura 2.35** Arreglo experimental para deducir la ecuación de cable del axón

Estas aproximaciones están basadas en el hecho que la longitud es mucho mayor que la sección transversal de la región activa del axón. Supóngase, además, que la longitud es tan grande que puede ser considerada como infinita.

Por todas estas suposiciones el circuito equivalente se muestra en la figura 2.36 y es una descripción válida del axón.



**Figura 2.36** Modelo del circuito equivalente del axón

donde:

- $r_o$  es la resistencia axial extracelular.
- $r_m$  es la resistencia de la membrana.
- $c_m$  es la capacitancia de la membrana.
- $l_i$  es la corriente total longitudinal intracelular.
- $l_o$  es la corriente total longitudinal extracelular.
- $i_m$  es la corriente total transmembrana por unidad de longitud del axón.
- $I_{mc}$  es la corriente de la componente capacitiva de la transmembrana.
- $I_{mi}$  es la corriente de la componente iónica de la transmembrana.
- $\Phi_i$  es el potencial dentro de la membrana.
- $\Phi_o$  es el potencial fuera de la membrana.
- $V_m = \Phi_i - \Phi_o$  es el voltaje de la membrana.
- $V_r$  es el voltaje de la membrana en estado de reposo.
- $V' = V_m - V_r$  es el voltaje de la membrana de desviación desde el estado de reposo.

Debería notarse de manera particular que el espacio extracelular finito confina la corriente a la dirección axial y esto sirve para justificar la asignación de una resistencia axial para representar al fluido intersticial. Nótese que debajo del umbral la membrana es modelada como una resistencia distribuida y una capacitancia en paralelo. La resistencia asociada a la corriente iónica de la membrana  $I_{mi}$ ; la capacitancia refleja el hecho que la membrana es mal conductor, pero buen dieléctrico y, en consecuencia, una corriente de la membrana capacitiva  $I_{mc}$  puede ser incluida como una componente de la corriente total de la membrana. Las partes axiales intracelular y extracelular son resistivas, donde se refleja la evidencia experimental respecto al axón.

## CIRCUITOS RL

Contienen una bobina (inductor) que tiene autoinductancia, esto quiere decir que evita cambios instantáneos en la corriente. Para un tiempo igual a cero, la corriente comenzará a crecer y el inductor producirá por igual una fuerza electromotriz en sentido contrario, lo cual hará que la corriente no aumente. A esto se le conoce como fuerza contraelectromotriz fem.

Esta fem está dada por (Ec.2.43):

$$V = -L \frac{dl}{dt}$$

donde:

$L$  es la inductancia.

Debido a que la corriente aumentará con el tiempo, el cambio será positivo  $\frac{dl}{dt}$  y la tensión será negativa al haber una caída de éste en el inductor.

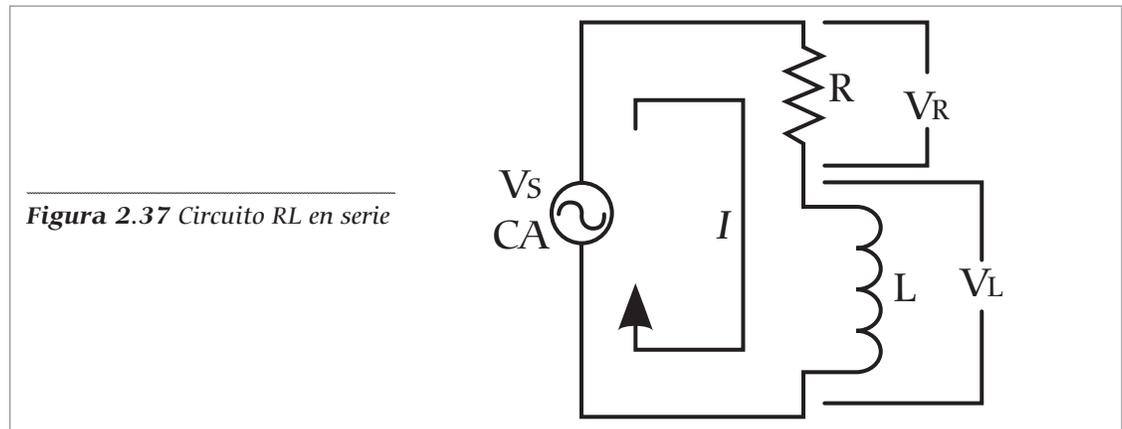


Figura 2.37 Circuito RL en serie

Según Kirchhoff (Ec.2.44):

$$V = IR + L \frac{dl}{dt}$$

donde  $V$  es el voltaje,  $I$  es la corriente que circula a través de la resistencia  $R$  y  $L$  (la inductancia).

Los términos:

$IR$  es la caída de voltaje a través de la resistencia.

$L \frac{dl}{dt}$  es la caída de voltaje a través del inductor.

En esta ecuación se puede hacer la sustitución (Ec. 2.45):

$$x = \left( \frac{V}{R} \right) - I$$

es decir;  $dx = -dl$

Sustituyendo en la ecuación (Ec. 2.46):

$$x + \left[ \left( \frac{L}{R} \right) \left( \frac{dx}{dt} \right) \right] = 0$$

es decir (Ec. 2.47);

$$\frac{dx}{x} = - \left( \frac{R}{L} \right) dt$$

Integrando (Ec. 2.48):

$$\ln \left( \frac{x}{x_0} \right) = - \left( \frac{R}{L} \right) t$$

Despejando  $x$  (Ec. 2.49):

$$x = x_0 e^{-Rt/L}$$

Debido a que (Ec. 2.50):

$$x_0 = \frac{V}{R}$$

El tiempo  $t$  es igual a cero (Ec. 2.51).

$$\frac{V}{R} - I = \left(\frac{V}{R}\right) e^{-Rt/L}$$

Despejando  $I$  (Ec. 2.52):

$$I = \left(\frac{V}{R}\right) \left(1 - e^{-Rt/L}\right)$$

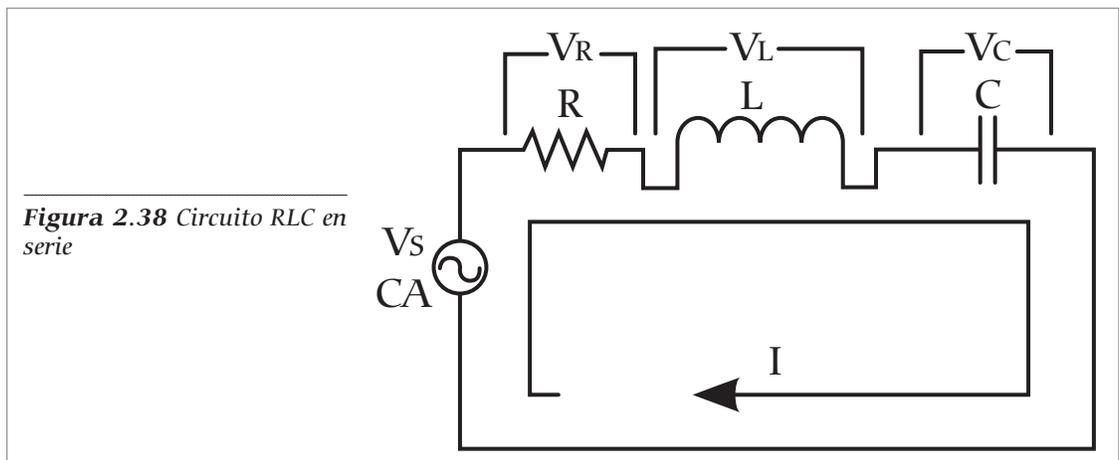
El tiempo del circuito está representado por  $t = \left(\frac{L}{R}\right)$   
(Ec. 2.53)

$$I = \left(\frac{V}{R}\right) \left(1 - e^{-1}\right)$$

Donde para un tiempo infinito la corriente de la malla será  $I = \frac{V}{R}$ , y se puede considerar entonces el cambio de la corriente en el tiempo como cero.

## CIRCUITO RLC

La cualidad de los circuitos RLC radica en que su respuesta depende de la frecuencia. Un caso particular es cuando el circuito RLC entra en resonancia, esto sucede cuando se comporta como circuito resistivo puro, es decir la reactancia inductiva  $X_L$  es igual a la reactancia capacitiva  $X_C$ , o fasorialmente se encuentra que la corriente en el circuito y la diferencia de tensión que la genera están en fase.



**Figura 2.38** Circuito RLC en serie

Este caso particular corresponde a un solo valor de frecuencia y se le denomina frecuencia de resonancia natural ( $\omega_0$ ), y en un circuito RLC serie depende de la siguiente expresión (Ec. 2.54):

$$\omega_0 = 1/\sqrt{LC}$$

Siendo L la inductancia del circuito y C su capacitancia.

Por otra parte, las bobinas generan campos magnéticos que pueden estar afectados por diferentes causas, en este caso con la cercanía entre ellas. La idea principal del experimento es estudiar el comportamiento para un número finito de circuitos y luego extenderlo en una generalización.

## ELECTROCONSTRICCIÓN Y MAGNETOCONSTRICCIÓN

La electroconstricción es la tendencia de los materiales para llegar a ser más densos en presencia de un campo eléctrico

Punto de vista macroscópico.

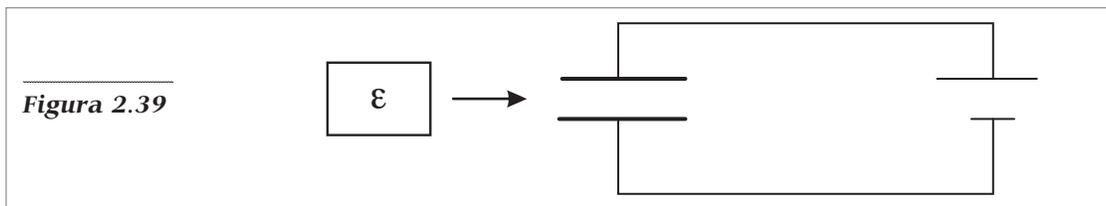


Figura 2.39

La energía potencial por unidad de volumen de un material (Ec. 2.55):

$$u = \frac{\epsilon E^2}{8\pi}$$

En consecuencia, la energía potencial total del sistema  $\int u dV$  aumenta.

### Magnetoconstricción (Permalloy)

La magnetoconstricción se manifiesta en barras de material ferromagnético que se sitúan en un campo eléctrico de alta frecuencia, que genera variaciones periódicas que se traducen en oscilaciones Permalloy, es una marca comercial que designa a una aleación magnética compuesta por níquel y acero. Lo descubrió en 1914 Gustav Elmen, de los Laboratorios Bell, quien demostró que la permeabilidad magnética podía mejorarse mediante tratamiento térmico. El Permalloy está constituido por 20% de acero y 80% de níquel. Tiene alta permeabilidad magnética, baja coercitividad y significativa magneto resistencia anisotrópica.

- Resistividad eléctrica: 55 a 62  $\mu\text{Ohm-cm}$

- Propiedades mecánicas:
  - Dureza Brinell: 105 a 290
  - Módulo de elasticidad: 190 a 221 Gpa
  - Resistencia a la tracción: 530 a 900 MPa
- Propiedades magnéticas:
  - Coercitividad: 1,0 Hc
  - Permeabilidad inicial: 60.000
  - Permeabilidad máxima: 240.000
  - Saturación de inducción: 0,77 T
- Propiedades térmicas:
  - Coeficiente de expansión térmica (20-100C):  $13,0 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
  - Conductividad térmica a 23C:  $30-35 \text{ W m}^{-1} \text{ K}^{-1}$

La aleación se utiliza en laminados de transformadores, cabezas grabadoras magnéticas y sensores. La resistividad eléctrica varía dentro de un rango de 5% dependiendo de la amplitud del campo magnético. La baja magnetoconstricción es crítica para las aplicaciones industriales, ya que el rango de variación en placas muy finas podría de otra manera causar serios inconvenientes en la estabilidad de las propiedades magnéticas.

Existen otras aleaciones de Permalloy, designadas por un prefijo numérico que describe el porcentaje de níquel. Por ejemplo, un Permalloy 45 contiene 45% de níquel y 5% de acero. El permalloy-molibdeno es una aleación con 81% de níquel, 17% de acero y 2% de molibdeno. Desarrollado por los Laboratorios Bell en 1940; se utiliza para mejorar la inducción de las reactancias en líneas telefónicas.

## RECUADRO 2.1: ANÁLISIS VECTORIAL

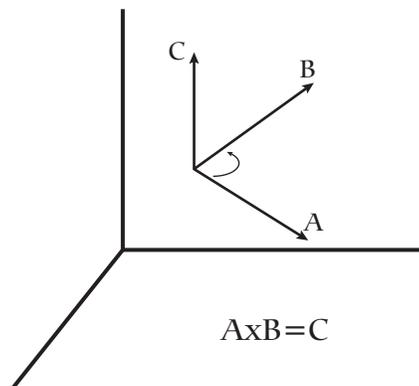
### Producto vectorial:

Es una multiplicación entre vectores que da como resultado otro vector ortogonal a ambos. Dado que el resultado es otro vector, se define su módulo, dirección y sentido.

El módulo se calcula como el producto de los módulos de los vectores multiplicado por el seno del ángulo que los separa.

La dirección es sobre la recta ortogonal a ambos vectores, es decir, que forma 90 grados con éstos.

El sentido se calcula con la regla del tirabuzón, imaginando que gira por la recta ortogonal del origen entre uno y otro vector, de tal manera que avance. Esto quiere decir que en el producto vectorial importa el orden en que se multiplican los vectores, debido a que se determina el sentido del vector resultado.



### Producto punto o producto escalar:

Es una operación entre vectores que da como resultado un escalar o constante. Esta operación es introducida para expresar algebraicamente la idea geométrica de magnitud.

$$A \cdot B = \text{constante}$$

## Referencias Bibliográficas

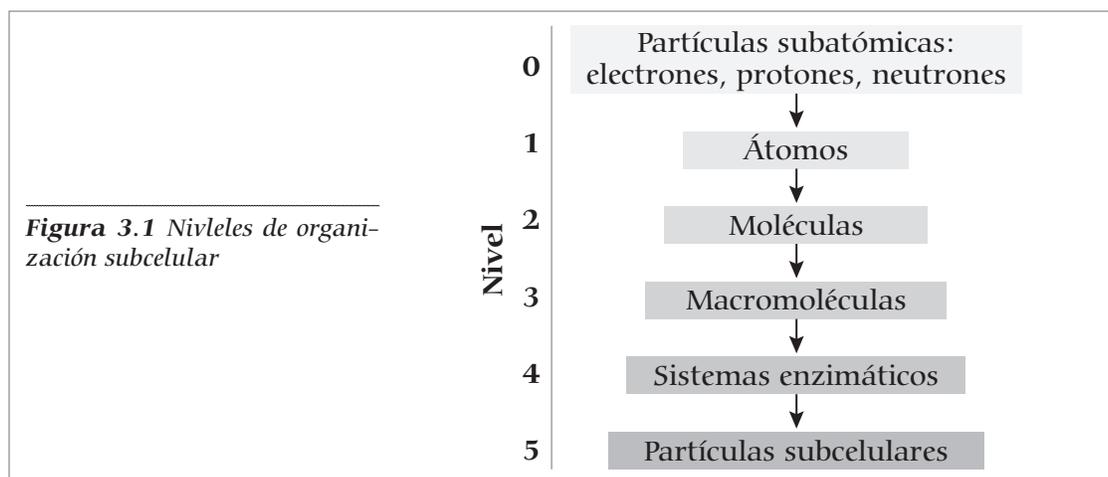
1. Bozorth RM, *Ferromagnetism*, Wiley-IEEE Press (1993 reissue), ISBN 0-7803-1032-2.
2. Ciureanu P and Middelhoek S, Eds. *Thin Film Resistive Sensors*, Institute of Physics Publishing (1992), ISBN 0-7503-0173-2.
3. Smith T. *Atlas del Cuerpo Humano*, Ed Mondadori.
4. Malmivuo J, Plonsey R. *Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. Tomo I, 1-193.
5. Castellano MG y otros. *Tracing the characteristics of a flux qubit with a hysteretic dc-superconducting quantum interference device comparator*. J of Applied Physics 94, 2003; 7935. DOI:10.1063/1.1628382.
6. Petley BW, Kibble BP y Hartland A. *A measurement of the Planck constant*. Nature 327, Jun 1987; 605 - 6. DOI:10.1038/327605a0.
7. Williams ER y cols. *Accurate Measurement of the Planck Constant*. Physical Review Letters 81, Sep 1998; (12): 2404 - 7. DOI:10.1103/PhysRevLett.81.2404.
8. Physics News Graphics: *Measuring Planck's Constant*. Consultado el 14 de mayo de 2008.
9. Nuffield Foundation, *Campos Magnéticos*. Nuffield Foundation (Londres).
10. Nuffield Foundation, *Science Teaching Project Staff*. Equipo de Física Avanzada.
11. *National Radiological Protection Board*, Junta Nacional de Protección Radiológica del Reino Unido.
12. [http://books.google.com.mx/books?id=bF\\_RRbHivhAC&pg=PA20&lpg=PA20&dq=Campos+magn%C3%A9ticos&source=bl&ots=I4NnWNEhPx&sig=om-hU3At3WfJ51nitZ6SR5MItrc&hl=es&ei=HPBLSoTjCYHiNanr7aYB&sa=X&oi=book\\_result&ct=result&resnum=10](http://books.google.com.mx/books?id=bF_RRbHivhAC&pg=PA20&lpg=PA20&dq=Campos+magn%C3%A9ticos&source=bl&ots=I4NnWNEhPx&sig=om-hU3At3WfJ51nitZ6SR5MItrc&hl=es&ei=HPBLSoTjCYHiNanr7aYB&sa=X&oi=book_result&ct=result&resnum=10)
13. Penrose R. *El camino a la realidad*. 1ª Ed, Mondadori, 2006.
14. Dirac PAM. *Principles of Quantum Mechanics*, 4ª Ed, Clarendon, 1982.
15. Shankar R. *Principles of Quantum Mechanics*, 2ª Ed, Plenum, 1994.
16. Lawden F. *The Mathematical Principles of Quantum Mechanics*, Dover, 2005.
17. Guyton Hall, *Tratado de Fisiología Médica*, 10ª Ed, McGraw-Hill, 2001.
18. Malmivuo J, Plonsey R, *Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. I: 1-193.
19. Dirac PAM. *Proc R Soc*. A117 610, 1928.
20. Dirac PAM. *Proc R Soc*. A126 360, 1930.
21. Anderson CD. *Phys. Rev* 43 491, 1933.
22. Frisch R. *Stern O, Phys Z.* 85 4, 1933.

# La célula excitable

## LA CÉLULA Y EL ORIGEN DE LA VIDA

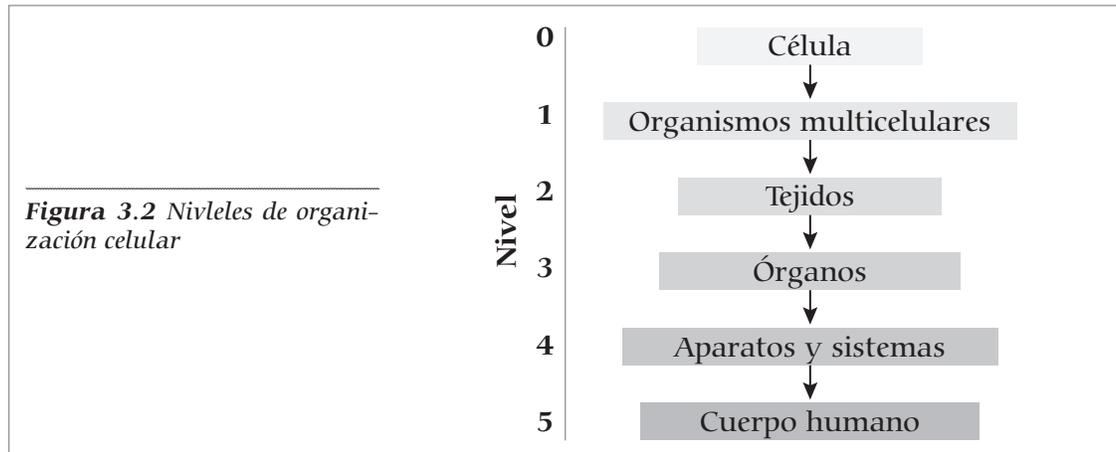
Todas las formas de vida conocidas hasta ahora tienen sus cimientos en un conjunto de estructuras simples (moléculas orgánicas), que luego constituyen estructuras cada vez más complejas (al menos esta es la teoría más aceptada y concuerda con la teoría de la evolución de las especies, teoría (tampoco comprobada, aceptada por unos (evolucionistas) y rechazada por otros (creacionistas)) que, además, operan con los mismos mecanismos básicos.

Esta organización por niveles se repite en las formas de vida multicelulares y, en especial, en la estructura humana. Queda de la siguiente estructura:



Los niveles de organización mencionados pueden correlacionarse con la escala evolutiva, en que la vida aparece como resultado de una serie de hechos consecutivos que tienen relación con una organización cada vez más compleja de la materia. El punto de partida de estos hechos corresponde al momento en que nace el universo

mismo, este instante se conoce como Big-Bang o gran explosión, el cual se calcula que ocurrió de 10 mil a 20 mil millones de años (teoría tampoco comprobada).



**Figura 3.2** Niveles de organización celular

## Teoría endógena

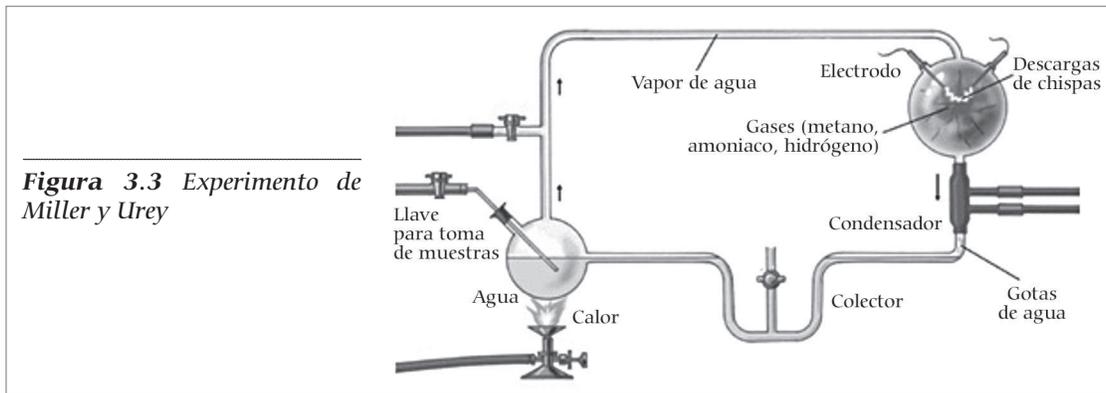
Sin abundar demasiado en la teoría del origen del universo, puede mencionarse que después de la Big-Bang, la materia comenzó a organizarse en grandes masas de gases incandescentes que formaron estrellas, en cuyo interior, y mediante el mecanismo de fusión nuclear, comenzaron a crear átomos complejos, estos son la base de la vida tal como la conocemos. Por tanto, es en el interior de las estrellas donde nacieron los átomos de carbono, oxígeno, nitrógeno, sodio, potasio, calcio, etc. Al estallar y morir las estrellas, los átomos de su interior se dispersaron por todo el Universo para formar sistemas planetarios como el sistema solar.

La teoría endógena propone que la vida surgió aquí, en el planeta Tierra, y que las primeras formas celulares aparecieron en los mares primitivos cuando el planeta comenzó a enfriarse y el agua alcanzó una temperatura estable. La idea de un origen marino de la vida está apoyada por el hecho de que 70% de cualquier célula es (fundamentalmente) agua.

La primera teoría planteada acerca del surgimiento de la vida en nuestro planeta data de 1930, cuando A. I. Oparin, en Rusia y J. B. S. Haldane, en Inglaterra, propusieron, cada uno por su lado, una teoría en la que las primeras moléculas orgánicas se crearon a partir de compuestos de carbono y nitrógeno simples, los cuales eran separados debido a la radiación ultravioleta del sol, que entonces era una estrella azul joven.

De acuerdo con el modelo de Oparin y Haldane, estos compuestos orgánicos comenzaron a agruparse de manera espontánea, adquirieron una complejidad cada vez mayor y evolucionaron para dar origen a los primeros organismos unicelulares. Esta teoría fue apoyada por los experimentos que años más tarde realizaron S. L. Miller y H. C. Urey, de la Universidad de Chicago. Estos investigadores realizaron un experimento en el que simulaban en una botella de vidrio las condiciones primitivas de nuestro planeta.

Miller y Urey depositaron diversos compuestos simples, como amoníaco, hidrógeno, agua y algunos otros, en el interior de la botella, e irradiaron la mezcla con luz ultravioleta y rayos X, los cuales se suponía llegaban hasta la superficie del planeta debido a que entonces no había oxígeno molecular, el cual es el precursor atmosférico del ozono, que ahora forma una capa protectora que los protege de la letal luz UV. El resultado de este experimento fue sorprendente, ya que después de horas de haber iniciado, se obtuvieron moléculas orgánicas complejas, del tipo de los aminoácidos y bases nitrogenadas que son fundamentales para los organismos vivos. De esta manera, Miller y Urey mostraron que era posible obtener con relativa facilidad, moléculas orgánicas complejas a partir de compuestos químicos sencillos; esto representó una especie de confirmación de las ideas de Oparin y Haldane.



**Figura 3.3** Experimento de Miller y Urey

## Teoría exógena

En la misma época en que Miller y Urey realizaban experimentos para demostrar que la vida surgió aquí mismo en nuestro planeta, de manera paralela crecía el número de adeptos a una segunda teoría. Este grupo propone que los bloques básicos de la vida vinieron de fuera, es decir, fueron traídos del espacio exterior a través de cometas que chocaron con la superficie de la Tierra. Esta teoría tiene fundamento en algunas cuestiones que la teoría endógena y los experimentos de Miller y Urey no han podido contestar hasta ahora, para dar una perspectiva más amplia.

*“Es absurdo discutir acerca del Creacionismo y la Evolución, porque por un lado hay mucha prueba científica a favor de la Evolución, que aparece como una realidad que debemos observar y que enriquece nuestro entendimiento de la vida en la vida como tal; pero sobre todo la evolución no contesta a la pregunta ¿Cuál es el origen de todo?”*

BENEDICTO XVI

## LA CÉLULA Y SU FUNCIONAMIENTO

Las células están constituidas por gran número de moléculas complejas, como los azúcares que sirven de reserva energética, o los ácidos grasos (fosfolípidos) que sirven para construir la membrana celular. En general, puede hablarse de la existencia de dos tipos de moléculas que desempeñan un papel fundamental dentro de la maquinaria celular:

1. Las proteínas
2. Los ácidos nucleicos.

## Proteínas

Son las moléculas encargadas de realizar todas las funciones metabólicas de la célula. Es decir:

- Se encargan de transportar oxígeno
- Dirigen la construcción de membranas
- Introducen nutrientes a la célula
- Degradan los nutrientes, al extraer la energía química que necesita la célula para vivir.
- Expulsan los desechos de la célula.

En resumen, las proteínas son las encargadas de realizar, de manera organizada, todo el trabajo de mantenimiento y supervivencia celular.

## Ácidos nucleicos

Son moléculas formadas por la repetición de monómeros llamados nucleótidos. El ADN (Ácido Desoxirribonucleico) y el ARN (Ácido Ribonucleico), contienen la información genética del metabolismo celular. Es decir, que en estas moléculas se almacena toda la información acerca de cuáles son las proteínas que se necesitan dentro de la célula para poder subsistir.

Cuando se dice que el ADN contiene la información del color de los ojos de las personas, de lo que se habla en realidad es que el ADN contiene información para construir las proteínas que le dan color a los ojos.

Otra función importante de los ácidos nucleicos consiste en que toda esta información acerca del funcionamiento celular, se pase de la célula madre a las células hijas durante el proceso de la división celular; para que esto ocurra y se conserven las características genéticas de la especie, los ácidos nucleicos necesitan el apoyo de las proteínas, puesto que éstas participan en los mecanismos de la replicación celular, suministrando, transportando y degradando todos los nutrientes químicos necesarios para dicha replicación, además de acelerar algunas reacciones químicas metabólicas que, de otra manera, no podrían realizarse.

Por lo anterior, se puede observar que en el interior de la célula hay ciertas proteínas que no podrían existir si no existieran ácidos nucleicos que los hayan creado al inicio, pero estos mismos ácidos no pudieron aparecer más que a través de la existencia de ciertas proteínas precursoras, que ya tenían estructura compleja desde un principio.

La relación entre los ácidos nucleicos y las proteínas es muy estrecha y complicada, esto puede resumirse en el siguiente párrafo:

El ADN y el ARN incluyen información necesaria para construir a las proteínas, a su vez las proteínas son fundamentales para la conservación y replicación del ADN y del ARN. Al parecer, sin proteínas, los ácidos nucleicos no se pueden construir ni mucho menos replicar, y sin ácidos nucleicos la célula no cuenta con la información para producir las proteínas necesarias para estar viva.

Las teorías acerca del origen de la vida celular tienen dos grandes interrogantes:

- ¿Cuál fue el mecanismo mediante el cual se originaron moléculas orgánicas complejas, como las proteínas y los ácidos nucleicos, a partir de compuestos simples de carbono, nitrógeno e hidrógeno?
- ¿Cómo se logró establecer esa interrelación tan estrecha entre ácidos nucleicos y proteínas, que permita que las células subsistan y se repliquen?

En respuesta, la teoría exógena del origen de la vida, plantea que la vida pudo haber tenido su origen en moléculas que vinieron del espacio exterior, transportadas por cometas. Esto está apoyado en las observaciones realizadas con instrumentos como el telescopio espacial de rayos infrarrojos Herschel, el cual ha tomado imágenes espectroscópicas de algunas zonas del Universo que, como en el caso de la nube interestelar de Orión, ha demostrado la existencia de:

- Agua
- Monóxido de carbono
- Metanol
- Formaldehído
- Cianuro de hidrógeno
- Óxidos de azufre
- Otras moléculas aún sin identificar

## Espectrometría espacial

La técnica de espectrometría utilizada por el telescopio espacial Herschel de la ESA, utiliza un instrumento del tipo HIFI (*Heterodyne Instrument for the Far Infrared*). Éste espectrómetro, de muy alta resolución, es sensible a las longitudes de onda entre 150 y 600 micras.

Desde principios de 2010, el espectrómetro comenzó a funcionar y tras un periodo de pruebas ya realiza ahora observaciones astronómicas a pleno rendimiento, que han ayudado a comprender la composición química de grandes masas de gas y polvo, llamadas nubes interestelares. Estas nubes son el lugar donde nacen las estrellas, por tanto, en su centro hay estrellas jóvenes que emiten radiaciones de muy alta energía, que podría destruir cualquier molécula compleja que se pudiera formar en los alrededores. Sin embargo, los pequeños granos de polvo que flotan en una nube interestelar, forman un escudo protector muy eficiente contra la radiación ambiente, gracias a ello, en el gas pueden formarse moléculas de cierta complejidad.

La molécula interestelar más abundante es la del hidrógeno ( $H_2$ ), a la que sigue (con una abundancia 10 mil veces menor) es la molécula de monóxido de carbono (CO); y, aunque el medio interestelar se encuentra muy diluido, las largas escalas de tiempo cósmico hacen que muchas reacciones químicas puedan ocurrir, dando como resultado que en la nube interestelar haya gran riqueza molecular. Por otra parte, en estas nubes pueden ocurrir reacciones químicas muy eficientes debido a la acción de los rayos cósmicos, que producen iones al chocar con los precursores químicos. Los procesos químicos que ocurren sobre la superficie de los granos de polvo también contribuyen a la evolución química de la nube.

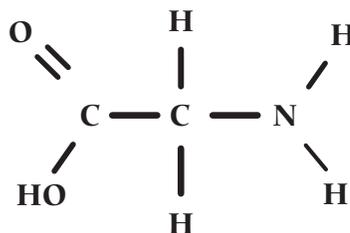
Se sabe que existen de más de 120 especies moleculares diferentes en el espacio interestelar. Estas moléculas emiten radiación cuando cambian de estado de energía, y es esa radiación la que constituye los espectros de emisión que se detectan, sobre todo, en los dominios de ondas infrarrojas y de radiofrecuencia. La mayoría de las moléculas se ha detectado, sobre todo, en ondas milimétricas (esto es, en ondas que son mil veces más cortas que las empleadas por las emisoras de radio FM).

El radiotelescopio del Observatorio de KittPeak (Arizona, EUA) fue instrumento clave en el desarrollo de la astrofísica molecular. Con él se descubrió docenas de moléculas interestelares en la década de 1970 y 1980. A mediados de 1980, tomó el relevo el potente radiotelescopio de 30-m del IRAM, situado a casi 3,000 m de altitud en Pico Veleta (cerca de Granada). Con estos aparatos se pudo demostrar la riqueza química existente en el espacio interestelar, lo cual se considera uno de los mayores logros de la radioastronomía.

## Precursores de la vida

En particular, son interesantes las moléculas orgánicas que se encuentran de manera generalizada en las nubes interestelares densas de la Vía Láctea, donde se ha observado en cantidades significativas: alcoholes, éteres e inclusive azúcares simples como la glicina y el glicolaldehído.

**Figura 3.4** Fórmula de la glicina



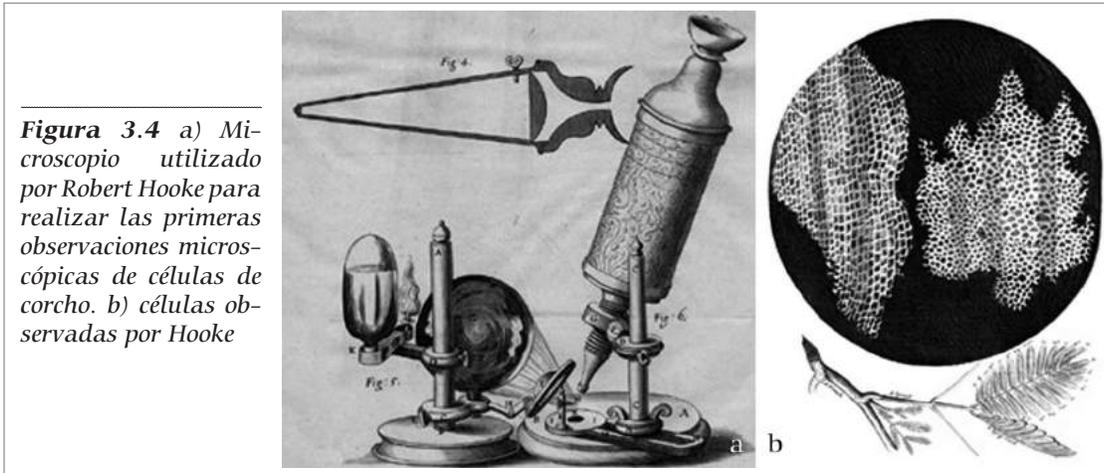
La posibilidad de que existan aminoácidos en el espacio puede tener consecuencias de suma importancia para comprender el origen de la vida. Aminoácidos simples, como la glicina, son los ladrillos con los se construyen las cadenas de proteínas y éstas, a su vez, son los constituyentes del ADN. De confirmar la detección de aminoácidos interestelares, se puede concluir que los procesos físicos más fundamentales para originar vida son universales, lo que sugeriría que podría crearse vida de manera generalizada en todo el Universo. Pero, como aún no se ha logrado llegar hasta aquellos lugares

donde se supone se encuentran las semillas de la vida, este tipo de planteamiento sigue aún en el terreno de las especulaciones.

## ANATOMÍA DE LA CÉLULA EXCITABLE

La célula es la unidad fundamental, tanto en estructura como en función, del cuerpo humano. En general, todas las células comparten una anatomía y funciones muy similares que les permite mantenerse vivas.

Hace 300 años las primeras células las observó con microscopios rudimentarios el científico inglés Robert Hooke, quien utilizó muestras de corcho para realizar sus experimentos. Hooke escribió lo siguiente respecto a sus primeras observaciones acerca de las células de corcho: ...*"Pude percibir, de manera extremadamente simple, que la muestra observada era completamente perforada y porosa, similar al panal de las abejas, pero con una estructura irregular... estos poros o celdas... fueron los primeros poros microscópicos que yo haya visto jamás"*.

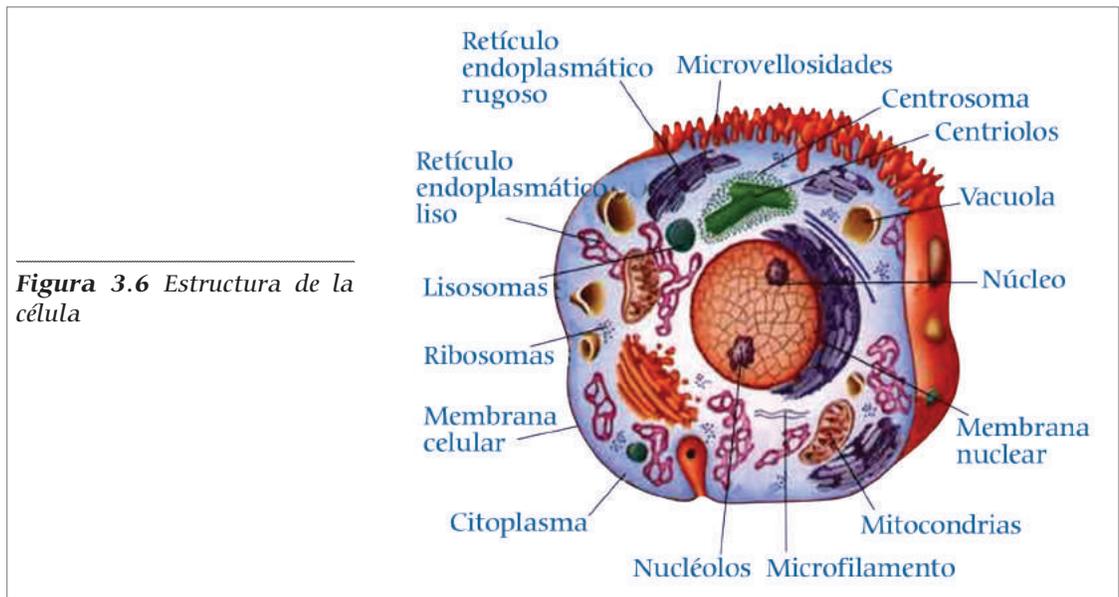


**Figura 3.4** a) Microscopio utilizado por Robert Hooke para realizar las primeras observaciones microscópicas de células de corcho. b) células observadas por Hooke

Debido a la similitud con las celdas (en inglés *cells*) de un panal que describió Hooke; actualmente llamamos células a las unidades fundamentales de la vida. Al avanzar la tecnología de los microscopios, se pudo obtener imágenes que revelaron más detalles acerca de la estructura de las células, esto culminaría en la formulación de la teoría celular, postulada en 1838 y 1839 por los biólogos alemanes, Matthias Sheiden y Theodor Schwann. Esta teoría establece que todos los organismos vivos están constituidos por una o más células y que la célula es la unidad básica de la estructura de todos los organismos.

En general, se puede dividir la estructura celular en tres partes:

1. Núcleo
2. Citoplasma
3. Membrana plasmática o membrana celular



**Figura 3.6** Estructura de la célula

## Núcleo

Estructura esférica localizada cerca del centro de la célula. Es la estructura más grande que se puede localizar en el citoplasma; en su interior se aloja el material genético que determina la estructura particular de cada célula y que hace que éstas se conviertan en neuronas, fibras musculares, glóbulos rojos, etc. El núcleo también es responsable de establecer las funciones fisiológicas de cada célula según su tipo.

La mayoría de las células contienen solo un núcleo; sin embargo, algunas son multinucleadas; tal es el caso, por ejemplo, de las fibras musculares, que requieren varios centros de control debido a la gran cantidad de citoplasma que contienen, ya que, por lo general, son células largas y extensas.

También se puede encontrar células que carecen de núcleo, tal como ocurre con los eritrocitos (glóbulos rojos). Estas células anucleadas se limitan a realizar ciertos tipos de actividad química y son incapaces de reproducirse por división celular.

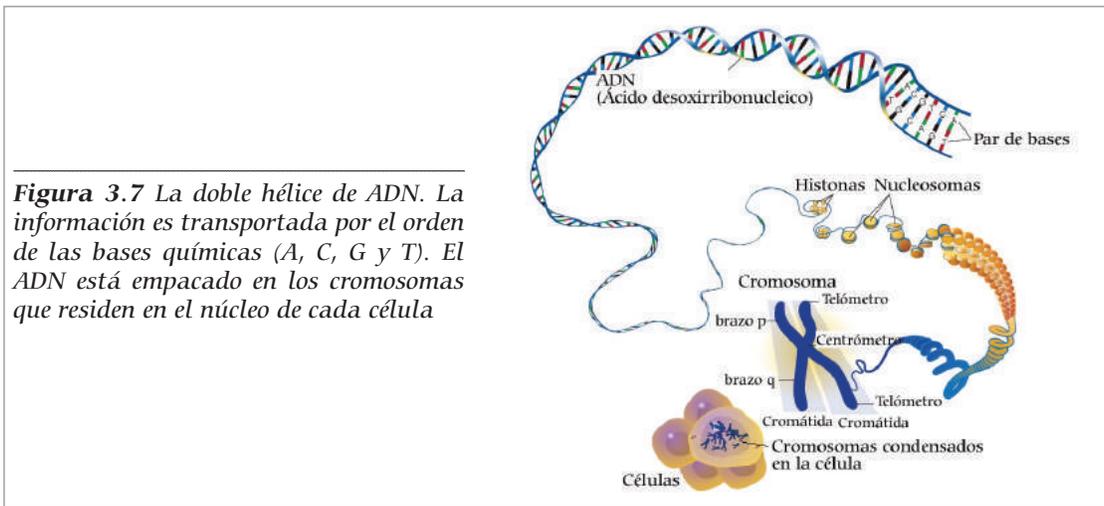
El núcleo está encerrado por una estructura de doble pared llamada membrana o envoltura celular, en donde están incrustados poros muy pequeños que sirven como puertas selectivas al paso de ciertas sustancias, como las proteínas y el ARN.

Pueden observarse dos estructuras importantes en el interior del núcleo (nucleoplasma), que determinan el tipo de célula y las funciones que ésta realizará:

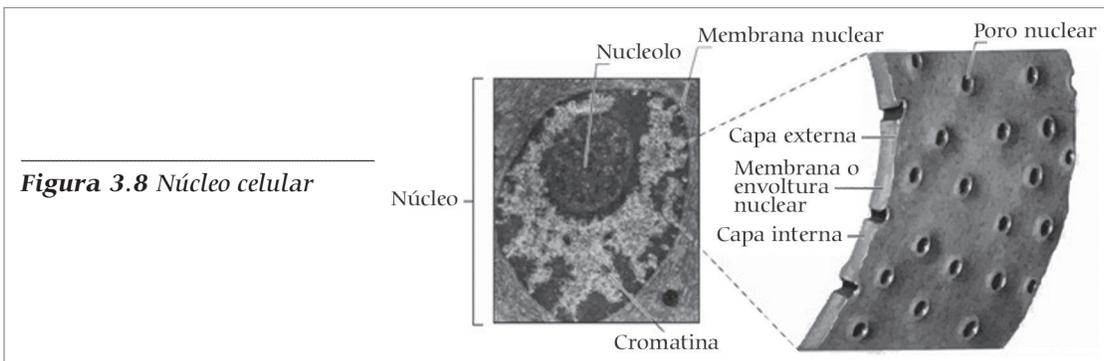
1. **Nucleolo:** estructura pequeña, esférica; está constituida por proteínas de ARN. Su función es la producción de ribosomas que emigran a través de la membrana nuclear hacia el citoplasma.

2. **Cromatina:** estructura en forma de madeja de estambre, que contiene el material genético de la célula, el cual consiste de proteínas y ADN. Cuando una célula comienza a dividirse, la cromatina se hace estrecha y alargada para formar estructuras llamadas cromosomas. Cada cromosoma transporta miles de genes que determinan la estructura y funciones de la nueva célula, según Francis S. Collins: <sup>9</sup> ...“en una primera aproximación uno podría pensar en el ADN como un guión de instrucciones, un programa de computo colocado en el núcleo de las células. Su lenguaje de codificación sólo tiene en su alfabeto cuatro letras, o dos bits, en términos computacionales. Una instrucción en particular conocida como un gen, está formada por cientos o miles de letras de código. Todas las elaboradas funciones de la célula, incluso en organismos tan complejos como nosotros mismos, tienen que ser dirigidos por el orden de las letras en ese guión.

Al principio los científicos no tenían idea de cómo funcionaba el programa en realidad. El misterio fue resuelto elegantemente al identificar al “mensajero ARN”. La información del ADN que forma un gen específico es copiada en una molécula mensajera de ARN de un solo filamento, algo como una media escalera con sus peldaños colgando de un lado”.



**Figura 3.7** La doble hélice de ADN. La información es transportada por el orden de las bases químicas (A, C, G y T). El ADN está empacado en los cromosomas que residen en el núcleo de cada célula



**Figura 3.8** Núcleo celular

## Citoplasma

El citoplasma es el material celular alojado entre el interior de la membrana celular y el exterior de la membrana nuclear. Dentro del citoplasma pueden observarse distintos componentes llamados organelos, los cuales están estructurados dentro de una sustancia con consistencia de gel, cuyo porcentaje de agua están entre 80% y 90%.

En este gel flotan organelos y algunas sustancias inorgánicas coloidales (coloidal significa en suspensión).

El citoplasma es importante porque en él es donde ocurren algunos procesos metabólicos importantes, desarrollados principalmente por los organelos; entre los procesos más destacables pueden mencionarse algunas funciones de reparación y mantenimiento celular, almacenamiento de energía y síntesis de proteínas.

Debido al objetivo de este libro no es importante estudiar a detalle los organelos; cuando se requiera, se realizará el estudio del tema según sea necesario, por tanto, sólo se hará un resumen en forma de tabla, que destaca estructura y funcionamiento principales de cada organelo (Cuadro 3.1).

Componente	Estructura	Funciones
1. Retículo endoplásmico	Sistema de membranas interconectadas que forman canales y tubos capilares.	Provee una estructura de soporte al citoplasma; transporta materiales y provee un sistema de enlace para los ribosomas.
2. Ribosomas	Partículas granulares constituidas por proteínas y ARN	Síntesis de proteínas.
3. Complejo de Golgi	Conglomerado de sacos planos membranosos.	Síntesis de carbohidratos y paquetes moleculares para secreción de lípidos y glicoproteínas.
4. Mitocondrias	Sacos membranosos de pared doble pared con pliegues que forman secciones cerradas interiores.	Liberación de energía de los alimentos, transformación de energía en ATP(adenosíntrifosfato)
5. Lisosomas	Sacos membranosos de una sola pared.	Digestión de moléculas extrañas, así como restos celulares gastados o dañados.
6. Peroxisomas	Vesículas membranosas esféricas	Contienen enzimas que intervienen en la desintoxicación de moléculas dañinas y en la descomposición del peróxido de hidrógeno
7. Vacuolas	Sacos membranosos	Almacenamiento y liberación de varias sustancias hacia el citoplasma
8. Membrana o envoltura nuclear	Membrana de doble pared constituidas por proteínas y lípidos que envuelve al núcleo	Contiene al núcleo y controla el paso de materiales entre el núcleo y citoplasma

**Cuadro 3.1** Organelos, estructura y funciones principales

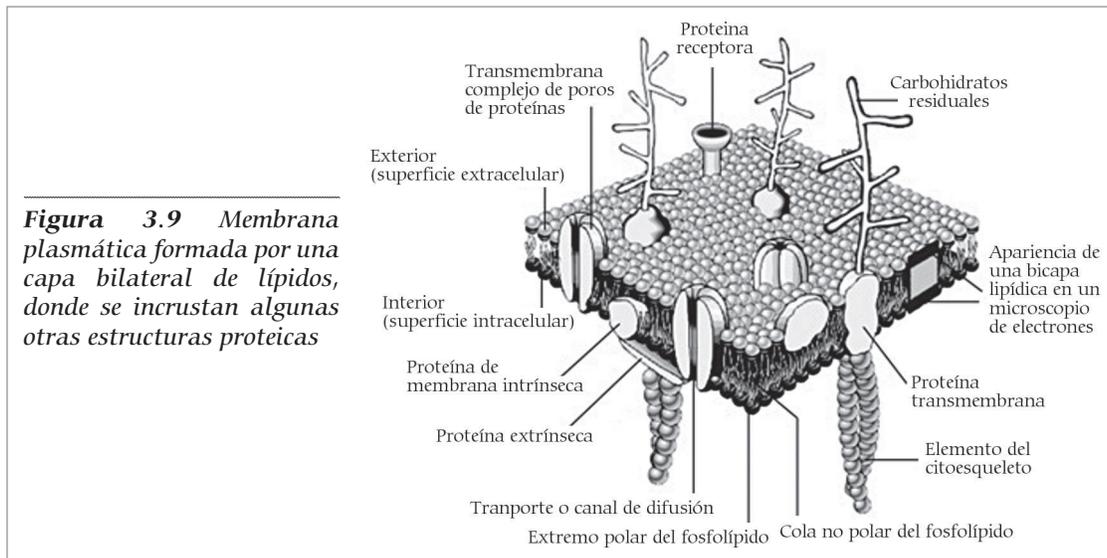
Componente	Estructura	Funciones
9. Nucleolo	Cuerpo denso no membranoso, formado por proteínas y moléculas de ARN	Construcción de ribosomas
10. Cromatina	Hilos fibrosos formados de proteínas y moléculas de ADN	Contiene código genético que determina qué proteínas (enzimas especializadas) deben ser producidas por la célula

**Cuadro 3.1** Organelos, estructura y funciones principales (cont.)

## Membrana celular

La membrana celular o membrana plasmática, está formada de fosfolípidos y proteínas moleculares, tiene un ancho que oscila entre los 65 a 100 angstrom (6.5 a 10 nm). La estructura de esta membrana aún no es entendida por completo, pero el modelo citológico más aceptado la describe como un mosaico fluido formado por una bicapa de fosfolípidos, en la cual están empotradas proteínas de gran tamaño. Estas tienen libertad de movimiento, por lo cual no están distribuidas uniformemente alrededor de la membrana.

Aparte de ser una estructura protectora, la membrana celular es una barrera selectiva y semipermeable que permite el libre paso de algunos materiales y restringe el paso de otros. Este comportamiento se debe a muchos fenómenos pasivos y activos de transporte de iones y otras sustancias como el agua.



**Figura 3.9** Membrana plasmática formada por una capa bilateral de lípidos, donde se incrustan algunas otras estructuras proteicas

## ELECTROFISIOLOGÍA DE LA CÉLULA

Debido al alcance de este libro y a que nuestro interés está centrado en los fenómenos bioelectromagnéticos de la célula, se estudia sólo la fisiología de la membrana

celular, puesto que en ella es donde se generan los llamados potenciales de acción, los cuales dan las propiedades eléctricas a las células excitables.

Una de las características más importantes de la membrana celular es su permeabilidad selectiva, la cual permite el libre paso de algunos materiales, mientras restringe el paso de otros; por tanto, realiza una función regulatoria del paso de material de dentro hacia fuera y viceversa. Una de las funciones principales de esta estructura celular es mantener cierta cantidad de agua en el interior y evitar que ésta escape. Para que lo anterior ocurra, intervienen mecanismos activos y pasivos que se tratan más adelante.

La membrana está formada por una capa doble de moléculas fosfolípidas de aproximadamente 7.5 nm (75Å) de grosor. El término lípido se utiliza para especificar que se trata de un tipo particular de moléculas insolubles en agua y ricas en energía; por lo general, corresponden a grasas, ceras y aceites.

Dentro de la estructura de la membrana están incrustadas y dispersas de manera irregular, una serie de proteínas globulares, que se mueven libremente por la membrana, dándole a ésta una apariencia de fluido.

La membrana también contiene poros, cuyo diámetro es de aproximadamente 0.8 nm; así también se pueden encontrar poros de proteínas alineadas que reciben el nombre de canales, por los cuales transitan algunas moléculas específicas de manera activa.

Dentro y fuera de la membrana celular hay gran cantidad de agua, en que se encuentran disueltas algunas sales, como el NaCl y KCl, las cuales se disocian en iones de sodio ( $\text{Na}^+$ ), potasio ( $\text{K}^+$ ) y de cloro ( $\text{Cl}^-$ ). La membrana actúa como una barrera que impide el libre flujo de estos iones y mantiene una concentración diferencial entre el interior y el exterior de la célula.

## Mecanismo de transporte

Las moléculas que rodean a la célula pueden ser transportadas a través de la membrana mediante mecanismos activos y pasivos.

### Mecanismos pasivos

Un proceso pasivo no requiere gasto de energía por parte de la célula, más bien ocurre debido al movimiento aleatorio (Browniano) de las moléculas que se encuentran en el medio acuoso intra y extracelular. La ósmosis, es decir, la difusión de agua a través de un gradiente de concentración, es el proceso más importante mediante el cual el agua se filtra a través de la membrana celular.

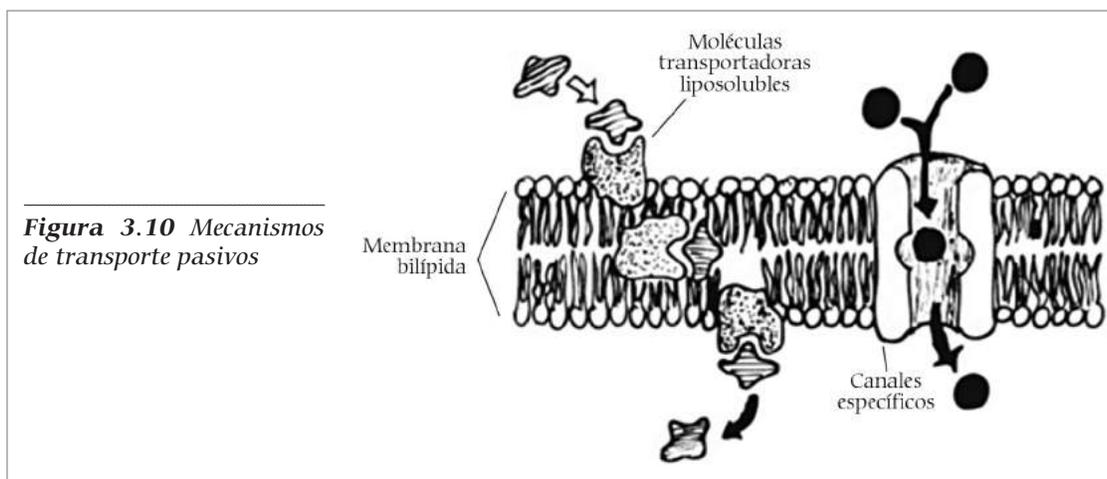
Mediante el mecanismo de difusión simple algunas moléculas pequeñas pueden atravesar la membrana plasmática, ayudadas por pequeños poros y moléculas transportadoras que son liposolubles. Por ejemplo, el agua, la urea y los iones de  $\text{Cl}^-$  cruzan

la membrana celular a través de poros, en tanto que el oxígeno y el CO<sub>2</sub> pasan con facilidad debido a que son liposolubles.

Los iones de K<sup>+</sup> necesitan de canales específicos que funcionan debido a fuerzas eléctricas y a los mecanismos de difusión.

En resumen, puede decirse que los mecanismos pasivos se clasifican en dos grandes grupos:

1. Difusión
2. Transporte a través de portadores y canales específicos



**Figura 3.10** Mecanismos de transporte pasivos

## Mecanismos activos

Los mecanismos activos requieren de un gasto de energía por parte de la célula y son necesarios para transportar moléculas que por su gran tamaño no pueden pasar a través de los poros de la membrana plasmática; ejemplos de éstas son: glucosa, galactosa y sacarosa (sucrosa).

Las bombas de iones presentan mecanismos activos que transportan iones en contra de sus gradientes de concentración. Una de las bombas más importantes es la de sodio-potasio, la cual utiliza la energía almacenada en las moléculas de ATP (adenosíntrifosfato) para bombear Na<sup>+</sup> fuera de la célula y K<sup>+</sup> hacia el interior. Otra bomba es la de Ca<sup>++</sup>, que mueve iones de calcio hacia afuera de la célula o hacia el retículo endoplásmico.

Los intercambiadores de sodio-calcio, eliminan calcio de la célula a expensas de la entrada de Na<sup>+</sup>, un mecanismo similar ocurre con el intercambiador de Na<sup>+</sup>-H<sup>+</sup>.

Los mecanismos de transporte pasivos y activos definen el comportamiento de las células, que, de acuerdo con su comportamiento electrofisiológico, se pueden dividir en dos grupos:

## Células no excitables

Son células cuyo potencial de membrana se mantiene sin cambios bruscos, por lo cual no se les puede controlar como a las neuronas y las fibras musculares. Algunos tejidos formados por este tipo de células son: tejido conectivo, sangre y tejido adiposo.

Cabe mencionar que algunas células como: hepatocitos, linfocitos, neumocitos, espermatozoides y las células gliales, generan potenciales lentos que no llegan a constituir un potencial de acción como tal, pero es importante estudiar dichos potenciales, puesto que están relacionados con algunas funciones celulares y estímulos ambientales. Por ejemplo, durante la fecundación, los espermatozoides generan potenciales lentos generados por iones despolarizantes de calcio ( $\text{Ca}^{++}$ ), los macrófagos presentan potenciales lentos hiperpolarizantes producidos por la generación de corrientes de sodio ( $\text{Na}^{++}$ ) y algunas condiciones inmunológicas se relacionan con alteraciones en la respuesta eléctrica de los linfocitos. Por estas razones, el estudio de los canales iónicos dependientes de voltaje en las células no excitables, es un tema importante de estudio para la fisiología celular y molecular.

## Células excitables

La palabra excitable tiene que ver con las variaciones del potencial de membrana que presentan en este tipo de células, cuando son estimuladas desde el exterior. En este grupo se puede encontrar a las fibras musculares, las neuronas y células endócrinas. Cuando el potencial de membrana se mantiene estable, se le llama potencial de reposo; cuando cambia respecto al tiempo se le llama potencial de acción y la despolarización subsiste; este último potencial se presenta en las células excitables y está relacionado con algunas funciones como la contracción, el transporte de señales a través del cuerpo y la secreción de algunas sustancias como la adrenalina, entre otras.

Los potenciales de acción se generan debido a que en la membrana celular ocurren cambios bruscos en la permeabilidad de los canales de sodio y potasio; se hablará de ellos más adelante.

## Potenciales de membrana

Las sustancias que entran y salen de la célula generan una diferencia de potencial eléctrico (potencial de membrana) que se mantiene relativamente constante. El potencial en el interior de la célula es negativo respecto al exterior y es de  $-70\text{mV}$  como promedio en las células humanas.

En estado de reposo los iones de sodio  $\text{Na}^+$  se filtran al interior de la célula, en tanto que los iones de potasio  $\text{K}^+$  se fugan al exterior; este es el mecanismo natural contra el cual trabajan las bombas de iones, con el fin de establecer condiciones de equilibrio iónico debido al gradiente de concentración.

## La electricidad animal de Galvani

Los potenciales de reposo han sido estudiados en diferentes modelos animales, a fin de encontrar elementos que ayuden a predecir el comportamiento de las células en distintas condiciones. Los primeros estudios datan del último cuarto del siglo XVIII, cuando a Luigi Galvani, médico y profesor italiano, se preguntaba si existía alguna conexión entre la electricidad y el sistema nervioso de animales y seres humanos.

Galvani se doctoró en 1759 en la facultad de Medicina de su ciudad natal, Bologna. En las etapas iniciales de su carrera parece haber estado interesado en estudios de anatomía; pero de la década de 1770 se ocupó de la irritabilidad de los tejidos animales, lo cual ya era tema de estudio debido a los esfuerzos de Albrecht Von Haller y que al final fue aceptado como un área importante en la investigación fisiológica.

Esta irritabilidad se podía observar en todos los animales, pero las ranas eran en particular susceptibles de ser “irritadas” por medio de electricidad estática.

Galvani conoció estos conceptos a través de una conferencia que le fue dictada a él y otros estudiantes, por L. M. A. Caldini, quien, en aquella ocasión, habló sobre la irritabilidad que se observaba al aplicar descargas eléctricas a una preparación neuromuscular de rana. Así, cuando Galvani empezó sus trabajos estimulando con electricidad ancas de rana, con el propósito de resolver el problema de la irritabilidad animal y de si los nervios eran conductores de un “fluído nervioso” análogo o igual al eléctrico, que ya era conocido y discutido entonces. Más aún, Caldini había tenido un antiguo colaborador, Felice Fontana (1730-1805), quien había hecho la siguiente invitación a sus colegas hacía ya algún tiempo: *“Los invitó a asegurar por medio de algún experimento si realmente existe un principio en la contracción muscular que debemos determinar, así como las leyes que sigue este fluido en el cuerpo humano”*.

Con esto en la mente, Galvani empezó sus experimentos con ranas alrededor de 1780, y observó que cuando prendía un generador electrostático que producía electricidad y las chispas saltaban de sus partes, un músculo de rana que estaba en el otro extremo del laboratorio se contraía al ser tocado con un bisturí de metal sostenido por un ayudante.

Cuando el músculo fue conectado a la máquina con un alambre, Galvani encontró que se contraía simultáneamente a la producción de electricidad. Entonces puso la máquina y la rana en cuartos diferentes y conectados con un alambre obtuvo los mismos resultados, aunque notó que conforme el alambre era más largo, las contracciones eran más débiles.

Los experimentos de Galvani tomaron otro cauce cuando usó los efectos atmosféricos del relámpago natural como fuente de electricidad. Galvani había oído de los famosos experimentos que Benjamin Franklin había realizado con las cometas, así como los de Thomas Dalibard, botánico en París, que había recogido electricidad atmosférica

con una varilla de hierro de 15 metros de largo. Así que puso un alambre en el techo de la casa de su suegro, en Bologna, y lo llevó a su laboratorio, y cuando el relámpago cayó sobre la ciudad cargando el aire de electricidad, los músculos de las patas de rana respondieron a la pequeña cantidad que le llegó a través del alambre y se contrajeron. De hecho, el experimento funcionaba aun cuando solo pasara una nube oscura por encima de la casa y sólo su buena suerte evitó que la casa de su suegro, las patas de rana y Galvani mismo se incineraran con un impacto directo del relámpago, un accidente que pudo haber cambiado la historia del desarrollo del bioelectromagnetismo.

A Galvani se le recuerda por su descubrimiento (1786), cuando salió de la casa a colgar con un gancho las ancas de rana en una cerca de hierro, mientras realizaba un experimento. Él mismo lo describió de la siguiente manera: ...*“Así, una mañana a principios de septiembre colocamos ranas que habían sido preparadas de la manera usual, destruyendo la médula espinal con un gancho de hierro y las colgamos de la parte de arriba de la cerca. Si el gancho tocaba la cerca, ¡sorpresa!, frecuentemente había contracciones espontáneas de las ranas. Si uno usaba un dedo para empujar el gancho contra la superficie del hierro los músculos relajados eran excitados, tantas veces cuantas fueran empujados”*.

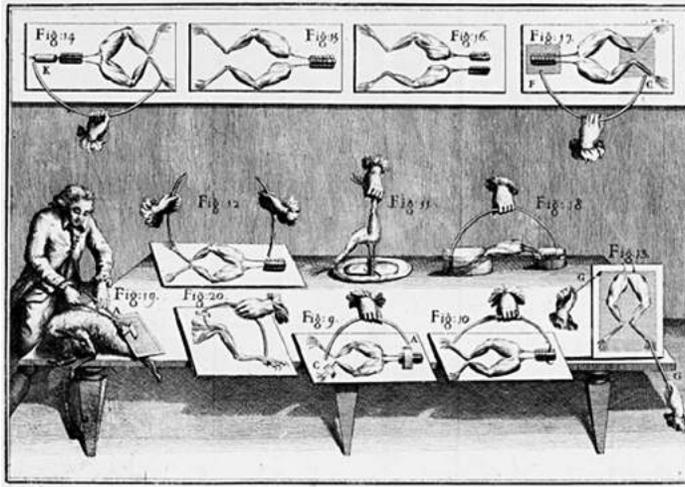
Durante los siguientes cinco años Galvani realizó muchos experimentos para producir contracciones en los músculos de las ranas, pero la mayoría fue en su laboratorio, donde una placa de hierro sustituía la cerca. Al principio, sus ganchos y la cerca habían sido de hierro y las contracciones eran débiles, pero después descubrió que el bronce y el hierro producían una reacción más fuerte en la rana; también demostró que materiales no conductores de la electricidad, como: vidrio, piedra o madera, no producían efectos similares a los metales.

Los experimentos de Galvani fueron publicados en su famoso libro *De Viribus Electricitatis in Motu Musculari Commentarius* (1791), escrito en cuatro partes. En la primera describe la producción de contracciones musculares en ranas y otros animales cuando son estimuladas por la electricidad almacenada en la botella de Leyden. La segunda parte describe los efectos de la electricidad atmosférica sobre las mismas preparaciones y en las partes finales desarrolla las demostraciones de la electricidad animal, arguyendo que podrían atribuirse a los espíritus animales descritos por los antiguos filósofos.

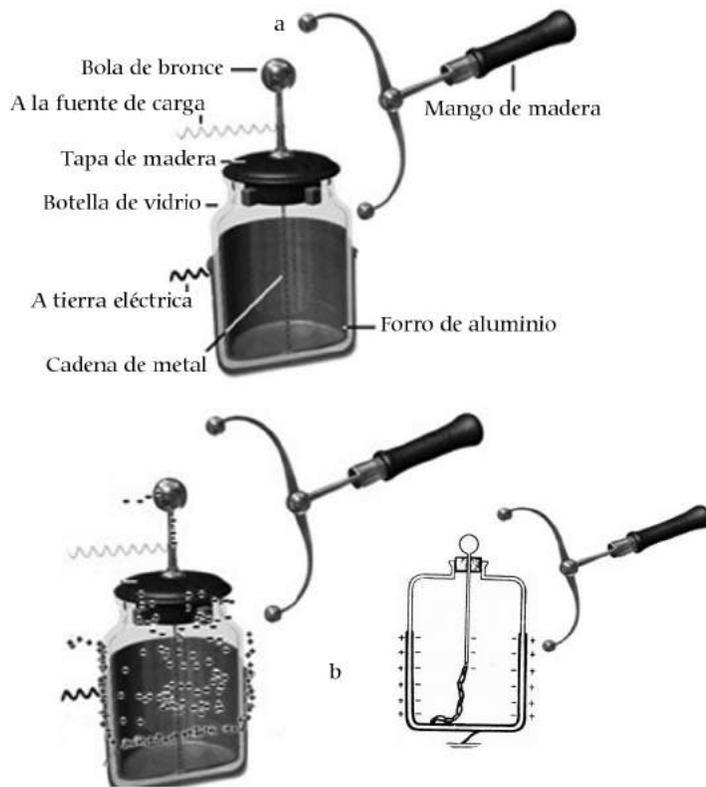
Galvani propuso que la rana y todos los otros seres vivos poseían una electricidad inherente y escribió: ...*“Naturalmente, éste resultado produce no poca sorpresa en nosotros y empieza a dar origen a la sospecha de que la electricidad es inherente al animal mismo. Ambos fueron aumentados por el flujo de un fluido fino del nervio al músculo, de la misma manera que el fluido eléctrico es liberado por la botella de Leyden”* (Figura 3.11).

Galvani suponía que el cerebro era la fuente de la electricidad inherente al animal y que estaba distribuida por el sistema nervioso. Sospechó que la electricidad era transferida a las fibras musculares desde los extremos de los nervios y que cada fibra muscular actuaba como una minúscula botella de Leyden, descargándose a través de los ganchos de metal cuando hacían contacto con la cerca metálica (Figura 3.12).

**Figura 3.11** Ilustraciones del siglo XVIII de Galvani, donde muestra sus experimentos con ancas de rana y electricidad



**Figura 3.12 a)** Botella de Leyden y sus partes eléctricas, **b)** botella cargada y gancho metálico de descarga



## Volta y la electricidad bimetálica

La reacción más importante a las ideas de Galvani vino de Alessandro Volta, físico italiano que primero estuvo de acuerdo con sus resultados, al grado que escribió lo siguiente:

...“El tratado que apareció hace unos pocos meses sobre el movimiento de los músculos, escrito por el Signor A. Galvani, miembro del Instituto de Bologna y Profesor de la Universidad de esa ciudad, que ya se ha distinguido por otros

descubrimiento anatómicos y fisiológicos, contiene uno de esos descubrimientos grandes y brillantes que merecen marcar una nueva era en los anales de la física y la medicina.

La existencia de una electricidad real e inherentemente animal, que se inicia por sí misma en los órganos vivos sin ninguna ayuda externa, que está asociada a todos los animales de sangre fría o caliente, que tiene su origen en el organismo mismo, que es preservada y se mantiene en las extremidades aisladas mientras tengan algo de vitalidad y cuyo juego y movimiento tiene lugar principalmente entre los nervios y músculos, es la que es descrita y demostrada en extenso en la tercera parte del trabajo del Signor Galvani, hasta el punto de su certeza a través de muchos experimentos bien ordenados y precisamente descritos”.

Sin embargo, Volta pronto cambió de opinión y debe haberse arrepentido de esas palabras. Decidió que las corrientes no provenían de las patas de la rana, sino que eran generadas por el contacto de los dos metales, el gancho y la cerca. Mientras tanto, Galvani se mantuvo firme en su hipótesis de la electricidad animal y las diferencias de opinión dieron lugar a un famoso debate donde muchos científicos escogieron apoyar a Galvani o a Volta aunque ambos estaban en lo cierto y equivocados, al mismo tiempo.

Mientras dudaba del trabajo de Galvani, Volta recordó un informe presentado en 1761 por Johann Georg Sulzer, de la Academia de Ciencias de Berlín, en el que describió la sensación que experimentó al tocar con la lengua dos tiras de metal, una de plomo y otra de plata. Sulzer dijo que las tiras formaban una "V", y cuando colocaba los vértices en contacto con la lengua, en tanto la punta quedaba fuera de la boca, había tenido la sensación de probar sulfato férrico, pero cuando el contacto se rompió el sabor desapareció.

Volta repitió el experimento usando los dos tipos de metal que Galvani usaba en sus experimentos y no sólo reprodujo el sabor en la boca, sino que también sintió un choque, por lo que decidió que la unión de dos metales diferentes generaba electricidad. Esto lo hizo cambiar de opinión respecto a los experimentos de Galvani, tornó sus elogios en una crítica severa e inclusive llegó a eliminar de sus escritos el término "electricidad animal". Volta dijo que las ranas de Galvani actuaban como sensores muy finos que detectaban las pequeñas corrientes generadas por el contacto de dos metales diferentes. Así, entre 1793 y 1800 Volta publicó varios trabajos que sostenían el concepto de electricidad bimetálica y, a menudo, atacó a Galvani.

Galvani murió en 1798, antes que Volta demostrara que su explicación estaba no del todo equivocada, ya que usando discos hechos con metales diferentes y separándolos con pedazos de tela humedecidos en ácido, en 1800 el físico inventó la primera batería electroquímica.

**Figura 3.13** Batería construida por Volta, la cual, alrededor de 1800, se utilizó para disociar agua y realizar algunos de los primeros experimentos electroquímicos



## Aportaciones de Galvani y Volta

El invento de Volta demostró que los metales usados en los experimentos de Galvani habían sido fuente de electricidad para estimular las contracciones musculares de la rana, además que su invento fue uno de los más trascendentales de la historia y propició el desarrollo de los dispositivos eléctricos y electrónicos de nuestros días. No obstante esto, el trabajo de Galvani no fue opacado, puesto que él demostró la relación que existe entre la electricidad y los tejidos de los cuales están hechos los animales; con ello abrió el camino para el estudio de los mecanismos de la generación y propagación de señales eléctricas en el sistema nervioso.

## En busca de una teoría del potencial de la membrana

Debido al furor inicial causado por el invento de Volta, los experimentos con animales se olvidaron por casi 40 años, hasta que Carlo Matteucci retomó la línea de investigación iniciada por Galvani. Matteucci utilizó un galvanómetro diseñado 20 años antes por Leopold Nobili para demostrar que había corriente eléctrica entre un segmento dañado y una parte intacta de un músculo. En la actualidad esa corriente se conoce como corriente de lesión, pero en aquel tiempo se conoció como "corriente muscular." Matteucci notó que la corriente muscular disminuía durante el tétanos inducido por estricnina, debido a que esa corriente es producida por el potencial de reposo y la descarga de potenciales de acción que acompaña el tétanos despolariza el músculo. Escribió el resultado de sus experimentos en un libro publicado en 1840, en París.

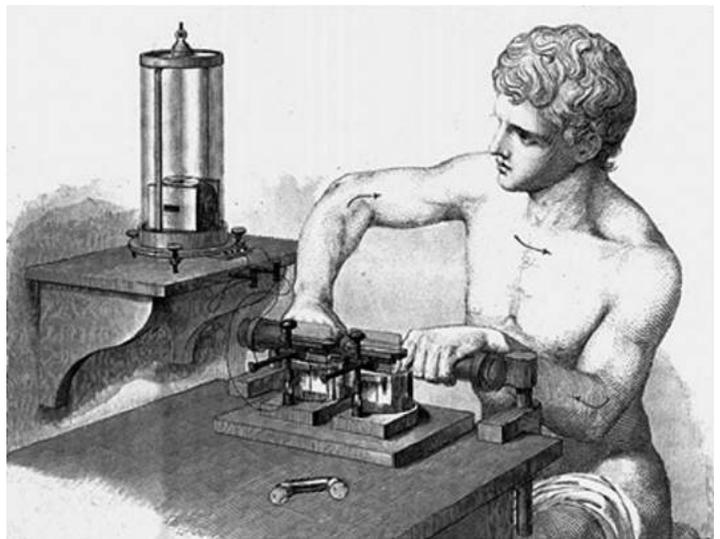
Poco tiempo después que Matteucci descubrió la corriente de demarcación en el músculo, Du Bois-Reymond confirmó sus hallazgos y, además observó que lesionando un segmento del nervio se producía un flujo similar de corriente desde las regiones lesionadas hacia las no lesionadas (Du Bois-Reymond, 1843). Más aún, quién registró un desplazamiento negativo asociado con la estimulación nerviosa y dijo haber descubierto la identidad entre el principio nervioso, es decir, la esencia de los mensajes nerviosos y, la electricidad.

**Figura 3.14** Ilustraciones realizadas por Matteucci al trabajar con el pez torpedo y el nervio de la rana en 1840

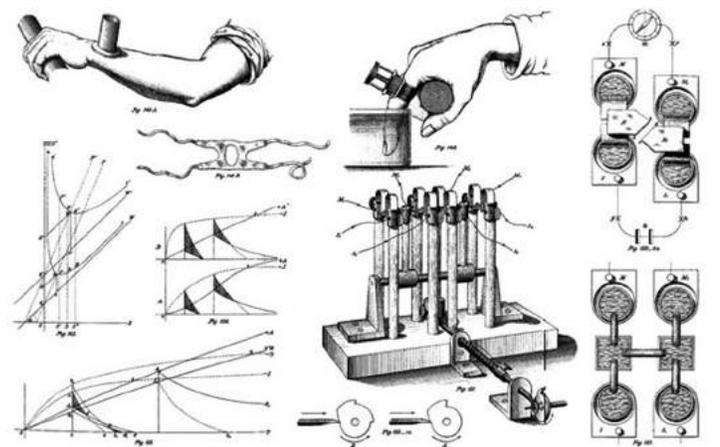


Du Bois-Reymond no estaba seguro de cómo interpretar los desplazamientos negativos que había descubierto en el músculo. Defendía la idea de que un músculo normal, no dañado, ya tenía una distribución característica de potencial, de manera que la región central era positiva respecto a los extremos tendinosos y la lesión aumentaba esa diferencia pre-existente de potencial. Además, desarrolló la idea de que debían existir “partículas electromotrices”, orientadas y configuradas, de manera ordenada sobre la superficie del nervio y del músculo, pero no ahondó en la naturaleza de esas partículas.

**Figura 3.15** Du Bois-Reymond demostró que la dirección de la corriente eléctrica generada por la contracción voluntaria del músculo esquelético



**Figura 3.16** Algunos dispositivos creados y experimentos realizados por Du Bois-Reymond



Carl Ludwig (1816–1895) interpretó las ideas de Du Bois-Reymond como equivalentes a comparar los nervios con las líneas telegráficas y las criticó sobre la base de que la resistencia longitudinal de las fibras debía ser muy grande y su aislamiento muy pobre para servir como verdaderos conductores; un argumento bien justificado. De hecho, investigaciones subsecuentes demostraron que las fibras nerviosas y las musculares pueden ser comparadas con cables submarinos y que estas propiedades son indispensables para la conducción de los impulsos.

Sin embargo, las fibras nerviosas son cables poco eficientes, ya que la amplitud de la señal aplicada en un punto disminuye rápidamente con la distancia y el hecho de que sean capaces de transmitir mensajes a grandes distancias se debe a que son amplificadas cada cierta longitud durante el viaje. Como tuvo que hacerse en el cable submarino, para evitar la atenuación de la señal se amplifica a cada cierta distancia en kilómetros.

En 1879, Ludimar Hermann publicó un diagrama con varias hipótesis acerca de la localización de las fuerzas electromotrices en un nervio lesionado; las dos más probables eran:

- a) La formación de una fuerza electromotriz entre los segmentos lesionados y sanos de la fibra, que llamó, teoría de la alteración.
- b) La existencia de una fuerza electromotriz en la superficie de las fibras sanas, que fue llamada, teoría de la pre-existencia.

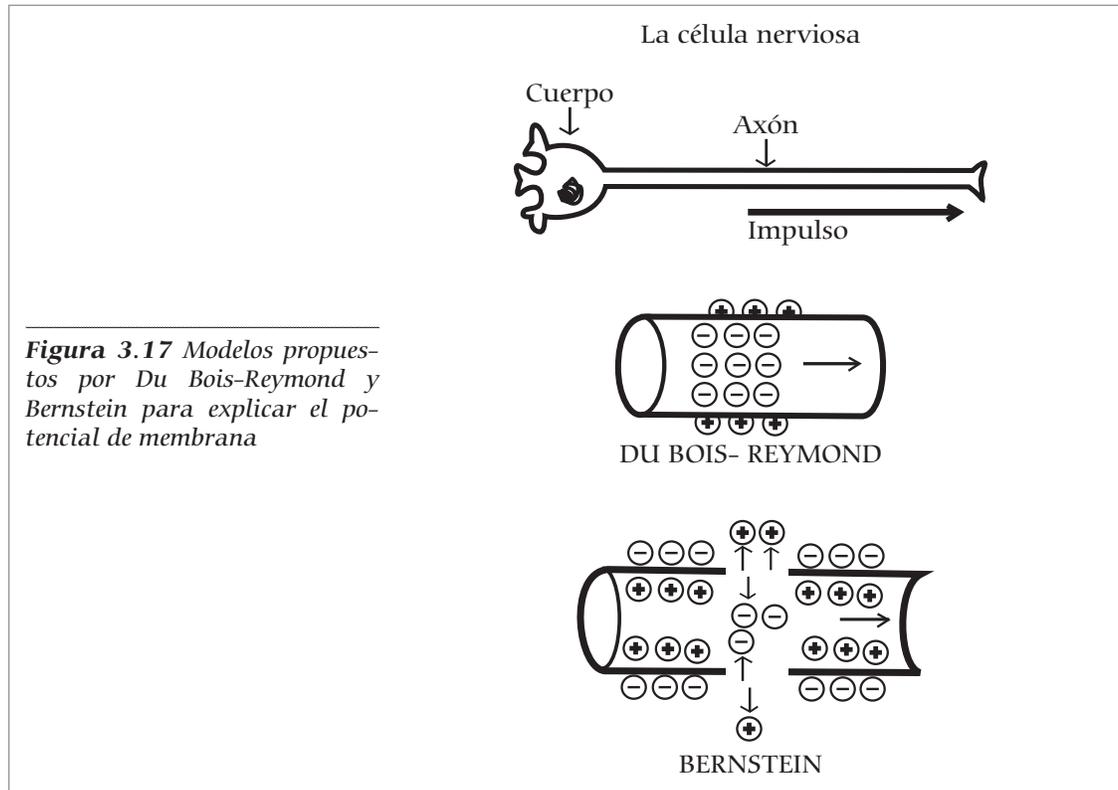
Bernstein fue el principal defensor de la teoría de la pre-existencia. Formuló una hipótesis acerca del papel de la membrana en la generación del impulso nervioso, que se basó en tres puntos principales:

1. Todas las células vivas tienen un interior electrolítico rodeado por una membrana semipermeable a algunos iones.
2. A través de la membrana en reposo existe una diferencia de potencial
3. Durante la actividad, la permeabilidad iónica de la membrana disminuye, de manera que la diferencia de potencial se reduce a un valor bajo.

Al inicio, Bernstein realizó experimentos para demostrar el primero de esos tres puntos. En un trabajo publicado en 1868 propuso que una célula viva está rodeada por una membrana que es poco permeable a los iones y que el interior está lleno de un electrolito en el que los iones se desplazan libremente, de manera parecida a como lo hacen en el exterior. Después, analizó el segundo punto tomando como base el trabajo de Walter Hermann Nernst (1864–1941); en 1902 propuso que las membranas del nervio y del músculo están polarizadas debido a su permeabilidad selectiva al potasio, que se sabía existía en altas concentraciones dentro de la célula. Por tanto, si la membrana que rodea las células era permeable a ese catión, pero no a los aniones intracelulares, la difusión del potasio debido a su gradiente de concentración tendería a separar las cargas en la membrana y crearía una doble capa, como había sugerido Nernst. De esta manera quedaría explicado el potencial de reposo.

En relación a ese punto, Bernstein creía que la excitación se debía a una pérdida transitoria de la permeabilidad selectiva al potasio, lo que anularía, durante un tiempo, el potencial de reposo, dando origen a una perturbación propagada o impulso; cuando el exceso de cargas negativas dentro de la célula se uniera a las cargas positivas de afuera, el potencial de difusión tendería a desaparecer.

Cuando las investigaciones en electrofisiología fueron estimuladas por el uso del electrómetro capilar y del galvanómetro de espejo, Bernstein encontró más apoyo para su teoría al elaborarla con más detalle en su monografía *Elektrobiologie* (1912).



**Figura 3.17** Modelos propuestos por Du Bois-Reymond y Bernstein para explicar el potencial de membrana

## LA ECUACIÓN DE NERNST

Una base para la teoría moderna del potencial de membrana es la ecuación derivada a partir de principios físico-químicos estudiados por W. Nernst. Esta ecuación se establece en términos de las concentraciones de un ión en particular que se encuentre a cada lado de la membrana. En otras palabras, la ecuación define el potencial necesario para oponerse al movimiento de un ion particular a favor de su gradiente de concentración. Así, si la membrana fuera permeable de manera selectiva a un ión, entonces el potencial de la membrana sería dado por el potencial de equilibrio a ese ión (Ec. 3.1).

$$V_{m0} = \frac{RT}{F} \ln \left\{ \frac{\text{concentración intracelular}}{\text{concentración extracelular}} \right\}$$

donde:

$T$  es Temperatura en grados Kelvin

$R$  es constante universal de los gases en el sistema MKS (8.314J/molK)

$F$  es el número de Faraday (96500 C/mol)

Si se usan las concentraciones de sodio y potasio observadas en el axoplasma del calamar, la ecuación de Nernst arroja valores de -75 mV para el potencial de equilibrio del  $K^+$  y +55 mV para el del  $Na^+$ . Para otros iones de interés, también es posible calcular el voltaje de equilibrio, con base en la ecuación de Nernst:

$$V_{Na} = -61 \log_{10} (15/150) = +61 \text{ mV}$$

$$V_K = -61 \log_{10} (150/5.5) = -88 \text{ mV}$$

$$V_{Cl} = +61 \log_{10} (9/125) = -70 \text{ mV}$$

Donde  $RT/F = 61$

La ecuación de Nernst se puede emplear para calcular el potencial de membrana para un ion monovalente a la temperatura corporal normal de 37°C: (Ec. 3.2)

$$FEM(\text{milivolts}) = \pm 61 \ln \left\{ \frac{\text{concentración intracelular}}{\text{concentración extracelular}} \right\}$$

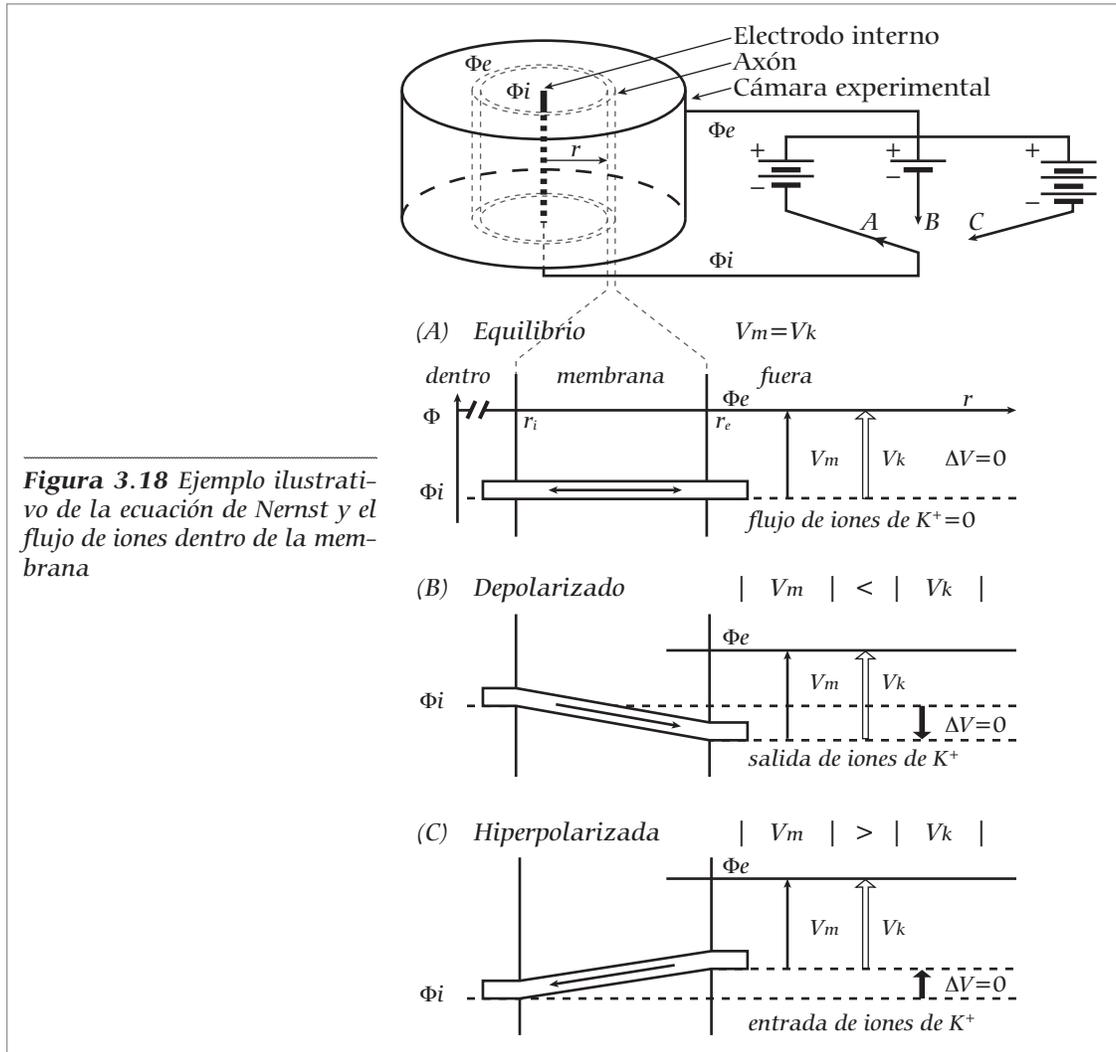
Al utilizar esta fórmula, se suele suponer que el potencial en el exterior de la membrana permanece siempre en cero, y el potencial de Nernst que se calcula es el potencial en el interior de la membrana. Asimismo, el signo del potencial es positivo (+) si el ion considerado es negativo, y negativo (-) si se trata de un ion positivo.

Por tanto, cuando la concentración de un ion positivo (iones potasio, por ejemplo) en el interior es 10 veces mayor que en el exterior, el logaritmo de 10 es 1, de modo que el potencial de Nernst calculado es -61 milivolts en el interior de la membrana.

Para entender mejor la ecuación de Nernst se incluye el siguiente ejemplo:

En la figura 3.18 se muestra la sección de un axón en una cámara experimental cilíndrica, el potencial dentro del axón puede ser cambiado por medio de tres baterías intercambiables (A, B y C), las cuales pueden ser colocadas entre los espacios intracelular y extracelular. Se asume que los espacios intracelular y extracelular pueden ser considerados isopotenciales, así que el potencial de membrana  $V_m$  (diferencia de potencial a través de la membrana) es el mismo en cualquier lugar (esta técnica se le llama "fijación de voltaje").

Además, la membrana se considera permeable sólo a los iones de potasio, las concentraciones intracelular y extracelular del potasio son  $[K^+]_i$  y  $[K^+]_e$ , respectivamente. En estado de reposo, el voltaje de la membrana  $V_m = (\Phi_i - \Phi_e) = V_k$ , el voltaje de Nernst para los iones de  $K^+$  es de acuerdo con la ecuación 3.1.



**Figura 3.18** Ejemplo ilustrativo de la ecuación de Nernst y el flujo de iones dentro de la membrana

En la figura 3.18 el eje vertical indica el potencial  $\Phi$ , y el eje horizontal la distancia radial  $r$  medida desde el centro del axón. La membrana se localiza entre la distancia radial de  $r_i$  a  $r_e$ . La longitud de las flechas indica la magnitud del voltaje (potencial interior menos potencial exterior). Sus direcciones indican la polaridad, así que, hacia arriba indica que es negativa, y hacia abajo, indica voltajes positivos (puesto que todas las diferencias en este ejemplo son medidas desde potenciales negativos). Por tanto, cuando  $\Delta V$  es positivo (hacia abajo), la corriente transmembrana (para un ion positivo) es, además, positiva (esto es, hacia afuera).

A. Supóngase que la fuerza electromotriz  $fem$  de la batería A es igual a  $V_k$ . En este caso,  $V_m = V_k$  y la condición corresponde a donde se logra el equilibrio entre las fuerzas de difusión y de campo eléctrico. En estas condiciones no existe flujo de iones de potasio hacia la membrana. (El flujo a través de la membrana consiste sólo del flujo disfuncional en ambas direcciones).

B. Ahora, suponga que el voltaje de la batería B es más pequeño que  $V_k$ . Donde  $V_m \leq V_k$  cuando el potencial dentro de la membrana llega a ser menos negativo, ésta condición es conocida como despolarización de la membrana. Ahora el

campo eléctrico no es tan grande para equilibrar las fuerzas disfuncionales. Este desequilibrio es  $\Delta V = V_m - V_k$  y resulta un flujo hacia afuera de potasio (desde un potencial electroquímico mayor a uno menor). Esta condición se ilustra en la figura 3.18(B).

C. Si, por otro lado, es seleccionada la batería C, el potencial dentro de la membrana llega a ser más negativo que en estado de reposo  $|V_m > V_k|$ , en este caso se dice que la membrana es hiperpolarizada. Los iones fluirán hacia el interior (otra vez del potencial electroquímico mayor al menor). Figura 3.18(C).

En ausencia de estímulo, existe equilibrio entre las fuerzas difusivas (intercambio iónico) y eléctricas. El voltaje en equilibrio puede ser modelado por la ecuación de Goldman-Hodgkin-Katz (Ec. 3.3).

$$V_m = -\frac{RT}{F} \ln \frac{[Na^+]_i P_{Na^+} + [K^+]_i P_{K^+} + [Cl^-]_e P_{Cl^-}}{[Na^+]_e P_{Na^+} + [K^+]_e P_{K^+} + [Cl^-]_i P_{Cl^-}}$$

donde:

$T$  = Temperatura en grados Kelvin

$R$  = Constante universal de los gases en el sistema MKS (8.314J/molK)

$F$  = Número de Faraday (96500 C/mol)

$[Na^+]_i$  = Concentración de sodio en el interior de la célula

$P_{Na^+}$  = Permeabilidad del sodio

$[K^+]_i$  = Concentración de potasio en el interior de la célula

$P_{K^+}$  = Permeabilidad del potasio

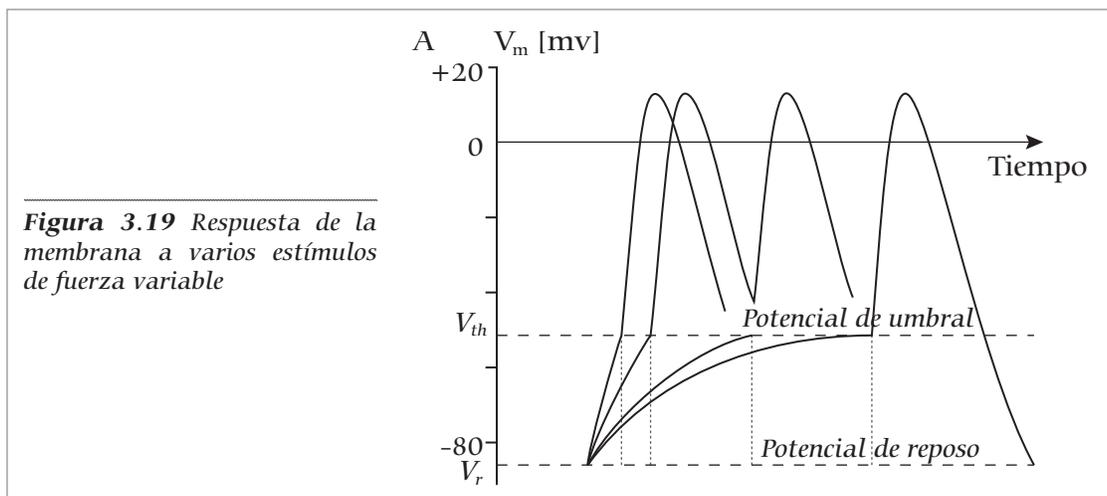
$[Na^+]_e$  = Concentración de sodio en el exterior de la célula

$[K^+]_e$  = Concentración de potasio en el exterior de la célula

$[Cl^-]_e$  = Concentración de cloro en el exterior de la célula

$P_{Cl^-}$  = Permeabilidad del cloro

$[Cl^-]_i$  = Concentración de cloro en el interior de la célula



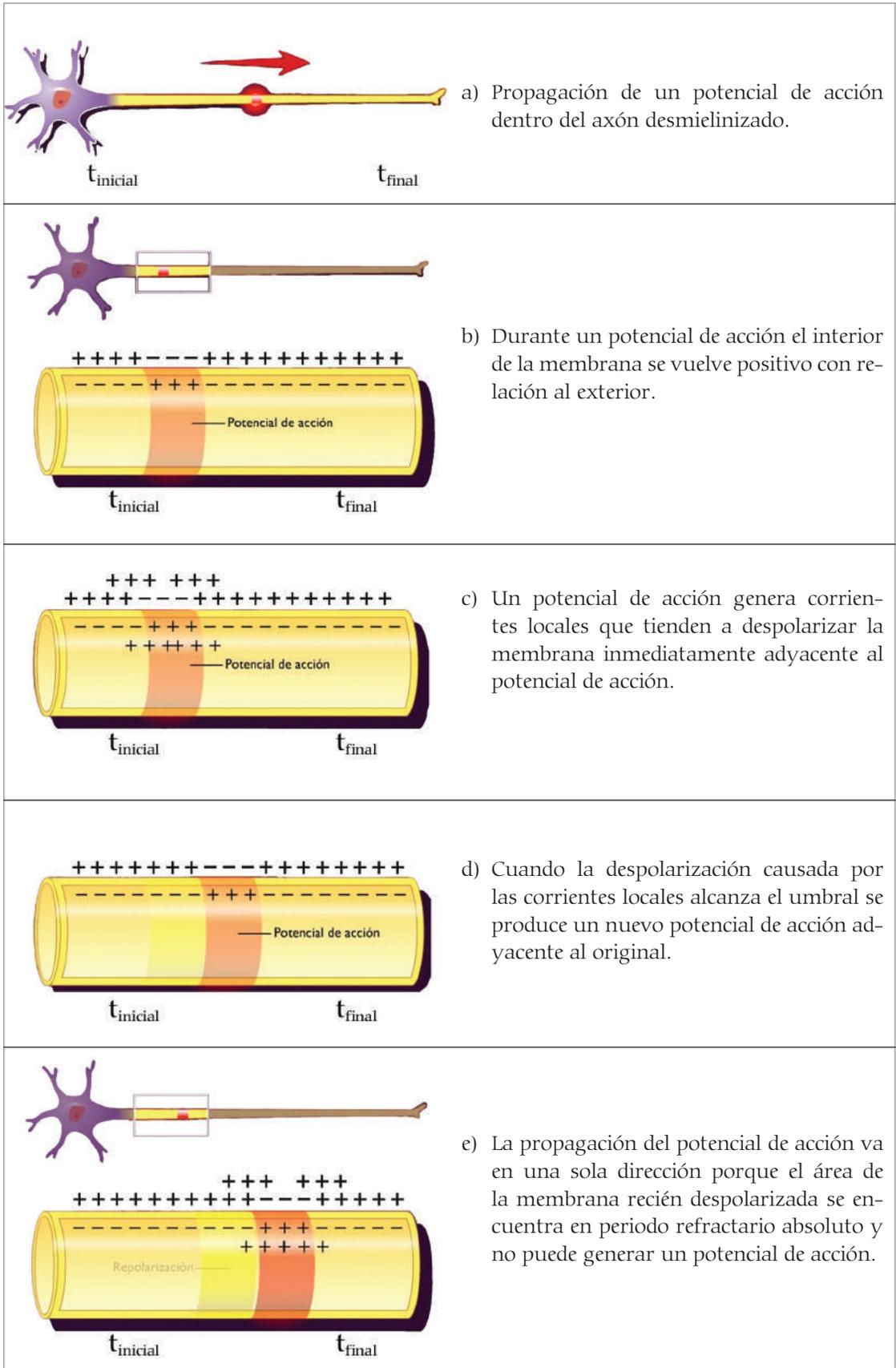


Figura 3.20 Transmisión del potencial de acción a lo largo del axón

Hasta aquí se ha visto cómo se genera el potencial o voltaje en la membrana celular, sin embargo también es de suma importancia estudiar cómo se transmiten los impulsos eléctricos a través del axón, que es el conductor de la neurona (célula especializada).

Debido a la propagación del potencial de acción dentro del axón se produce ruido que repercutirá de alguna manera; el análisis de ruido e impedancia se estudia en el capítulo 5.

## RECUADRO 3.1: TRASPLANTE DE MÉDULA ÓSEA

**Figura 3.21** El Dr. Ricardo Sosa realiza en México el trasplante de células progenitoras hematopoyéticas (TCPH) con el Dr. E. Donnall Thomas, quien en 1990 recibió el Premio Nobel de Medicina por sus contribuciones en esta área de la medicina



El TCPH se ha convertido en un recurso terapéutico imprescindible en la práctica moderna de la medicina. En México, la historia de los trasplantes de CPH puede dividirse en dos etapas. La primera etapa se inicia en 1980 cuando realizaron el Dr. Ricardo Sosa y sus colaboradores el primer TCPH en México, en el Instituto Nacional de la Nutrición. Después de este trasplante se realizaron algunos otros en el Centro Médico Nacional, en el Hospital Universitario de Monterrey, en el Instituto Nacional de Nutrición (INCMNSZ) y en otros sitios, con resultados insatisfactorios. Esto dio como resultado que en varias instituciones médicas del país se suspendieran de manera temporal los programas de TCPH. En México, la práctica de los TCPH fue casi anecdótica hasta antes de 1995.

La segunda etapa se inició a partir de 1995, con la llegada de algunos médicos entrenados en la práctica de los TCPH. Otra causa por la que se reactivaron los programas de TCPH fue la evolución de los conocimientos en esta área: *a)* se comenzaron a usar CPH de sangre periférica en vez de médula ósea; *b)* se hicieron simplificaciones de los métodos para llevar a cabo los trasplantes, y *c)* se inició la práctica de los alo-trasplantes con esquemas de acondicionamiento no mieloablativo.

Los trasplantes alogénicos no mieloablativos (TANM) han encontrado un terreno muy fértil para realizarse en países en desarrollo, entre ellos México, porque son considerablemente más baratos, más simples e igualmente eficientes. En 1999 se inició un programa de TANM, en Monterrey y Puebla, usando un esquema novedoso, accesible y barato, que emplea fludarabina, ciclofosfamida y busulfán. Este esquema "mexicano" ha mostrado ser útil para trasplantar a niños, adultos y personas mayores y ha producido resultados similares a los de esquemas "tradicionales" de acondicionamiento pre-trasplante.

## Referencias bibliográficas

1. Webster JG. *Minimal invasive medical technology*, Londres: IOP, 2001; 26-28.
2. <http://www.comoves.unam.mx/articulos/vidaenlatierra.html>
3. Martínez J y García X. *Fisiología. Células, órganos y sistemas*. Fisiología. Células, órganos y sistemas. México: Fondo de Cultura Económica, 1998.
4. [http://www.tesisenxarxa.net/TESIS\\_UB/AVAILABLE/TDX-0223106-084927/](http://www.tesisenxarxa.net/TESIS_UB/AVAILABLE/TDX-0223106-084927/)
5. Ramón F, Hernández-Falcón J, *El potencial de acción, historia de su descubrimiento y estudio*. División de Posgrado e Investigación y Departamento de Fisiología, Facultad de Medicina. UNAM, <http://www.facmed.unam.mx/historia/>
6. Gedeon A. *Science and Technology in Medicine*, Springer, 2006: 112.
7. Malmivuo J, Plonsey R. *Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. I: 1-193.
8. Guyton Hall. *Tratado de Fisiología Médica*. 10ª Ed, McGraw-Hill.
9. Collins FS. *El Lenguaje de Dios*, Planeta Mexicano, 2007, ISBN: 978-970-37-0613-6.
10. Ruiz-Argüelles GJ. *Historia del trasplante de médula ósea en México*, Rev Biom, Jul-Sep 2005; 16(3).
11. Sosa-Sánchez R, Córdova MS, Labardini JR, Chávez-Peón F. *Trasplante de médula ósea en anemia aplástica*, Reporte del primer caso en México. Rev Invest Clin Mex 1980; 32: 49-55.
12. León-Rodríguez E, Sosa-Sánchez R, Gómez E, Ochoa-Sosa C. *Bone marrow transplantation in aplastic anemia: Experience at a Mexican Institution*, Rev Invest Clin Mex 1993; 45: 559-64.
13. León-Rodríguez E, Sosa-Sánchez R. *Bone marrow transplantation in México*, Report of the first succesful graft in acute myeloblastic leukemia. Grupo de trasplante medular óseo del INNSZ. Rev Invest Clin Mex 1992; 44: 383-6.



**E**ste capítulo tiene por finalidad subrayar la importancia del procesamiento de señales en medicina, desde una introducción de lo que son las bioseñales, hasta su empleo en el proceso para obtener resultados útiles que se usan en este campo. Estos procesos se ven reflejados en instrumental médico para monitorear los signos vitales o dar un diagnóstico de la salud de un paciente.

En primera instancia se repasa del origen de las señales bioeléctricas y señales electrocardiográficas en general. Dentro de estos conceptos se establecen las bases para describir el vector cardiaco y su proyección en diferentes direcciones proveyendo grabaciones de electrocardiograma (ECG) de superficie y se repasa la instrumentación básica necesaria para grabar dichas señales. Se expone también el papel de las computadoras en electrocardiografía de alta resolución y otros dispositivos de diagnóstico basados en el ECG. Además, también se muestra un diagrama de bloques de un algoritmo de detección de QRS (ondas características del electrocardiograma) para ilustrar la programación por computadora sirve como base para detectar arritmias cardiacas, así como un ejemplo de telemonitoreo.

La definición de “bioseñal” o “señal biomédica”, incluye todas las señales usadas en el diagnóstico o investigación médica que se originan de alguna manera en el cuerpo. Este campo ha mejorado en las dos décadas pasadas gracias al avance en el procesamiento de señales.

Dependiendo del tipo de origen de la bioseñal se puede emplear la siguiente clasificación:

- **Señales de bioimpedancia:** La impedancia eléctrica de los tejidos contiene información importante acerca de la composición, volumen y distribución sanguínea, información acerca del sistema nervioso y más. Las mediciones de bioimpedancia se realizan con dos tipos de electrodos, unos que inyectan corrientes eléctricas en el tejido y otros electrodos que se ubican sobre el tejido por estudiar y miden la caída de tensión generada por la corriente y la impedancia del tejido.

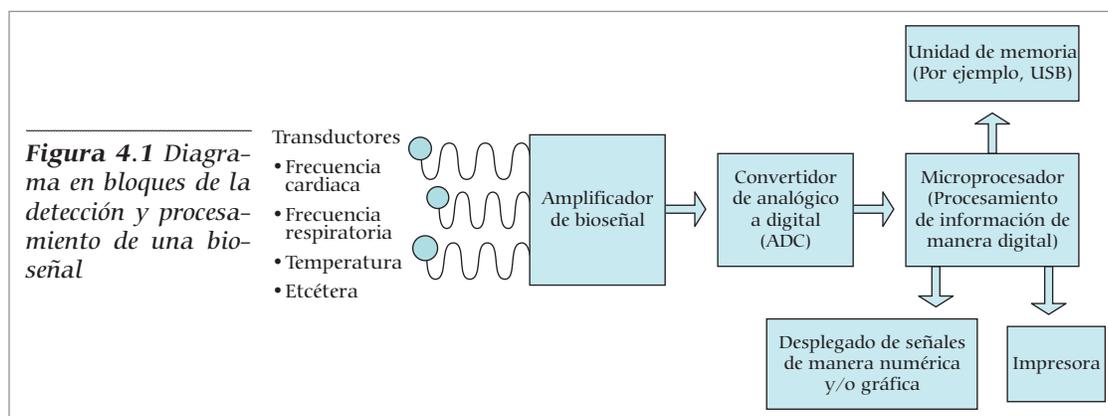
- **Señales bioacústicas:** Fenómenos acústicos producidos por funciones normales del cuerpo, desde el flujo de la sangre, el latir del corazón (fonocardiogramas y ruido pulmonar); inclusive el movimiento de los músculos genera sonidos que ayudan al diagnóstico médico de una situación en particular; la señal bioacústica se puede registrar desde la superficie utilizando transductores acústicos.
- **Señales biomagnéticas:** Varios órganos, como el cerebro, el corazón y los pulmones, producen campos magnéticos en extremo débiles; la medición de estos campos aporta información que ninguna otra bioseñal provee.
- **Señales biomecánicas:** Incluyen señales generadas por procesos mecánicos del cuerpo como locomoción, desplazamiento, flujo y presión. Estas señales, por ser de carácter mecánico, no se propagan con facilidad por el cuerpo. En consecuencia, la medición se hace sobre el sitio donde se origina y requiere gran variedad de transductores.
- **Señales bioquímicas:** Generalmente son el resultado de mediciones químicas de tejidos vivos o muestras analizadas en laboratorio.
- **Señales olfatorias:** Son resultado de un quimiorreceptor en el que actúan como estimulante las partículas aromáticas u odoríferas emanadas de los cuerpos volátiles, que ingresan por el epitelio olfatorio localizado en la nariz, y son procesadas por el sistema olfativo. El olfato es el sentido más fuerte al nacer. Las sustancias odorantes son compuestos químicos volátiles transportados por el aire. Los objetos olorosos liberan a la atmósfera pequeñas moléculas que percibimos al inspirar. Estas moléculas alcanzan la mucosa olfativa, que consta de tres tipos característicos de células: olfativas sensoriales, de sostén y basales.
- **Señales bioópticas:** Son resultado de reacciones ópticas que ocurren de manera natural o son inducidas para su medición; por ejemplo, se puede obtener información importante de un feto a partir de la fluorescencia del líquido amniótico.
- **Señales bioeléctricas:** Son propias de los sistemas biológicos; su fuente es el potencial transmembrana que, en ciertas condiciones, genera una diferencia de potencial que se mide a nivel de células aisladas con microelectrodos. Si se usan electrodos de superficie, el campo eléctrico que acumulan las células constituye la señal bioeléctrica; es probable que este grupo de señales sean las más importantes por el hecho que todo sistema biológico contiene células excitables, además que las señales eléctricas se propagan con facilidad por el cuerpo y no es necesario un método invasivo para obtener la señal.

Por ejemplo, las señales que transmiten los músculos de extremidades superiores o inferiores, se conocen como señales mioeléctricas.

Aunque en el procesamiento no interesa el origen de la bioseñal, esta clasificación es importante en el momento de elegir un transductor biomédico que, dependiendo de la señal, entre otros pueden ser:

- Micrófonos
- Acelerómetros
- Indicador de estiramiento de metal líquido
- Transductores de presión miniatura
- Transductores electromagnéticos de flujo
- Termómetros.

En conjunto, todos estos transductores tienen por objetivo cambiar la señal recibida en una señal eléctrica para poder ser procesada.

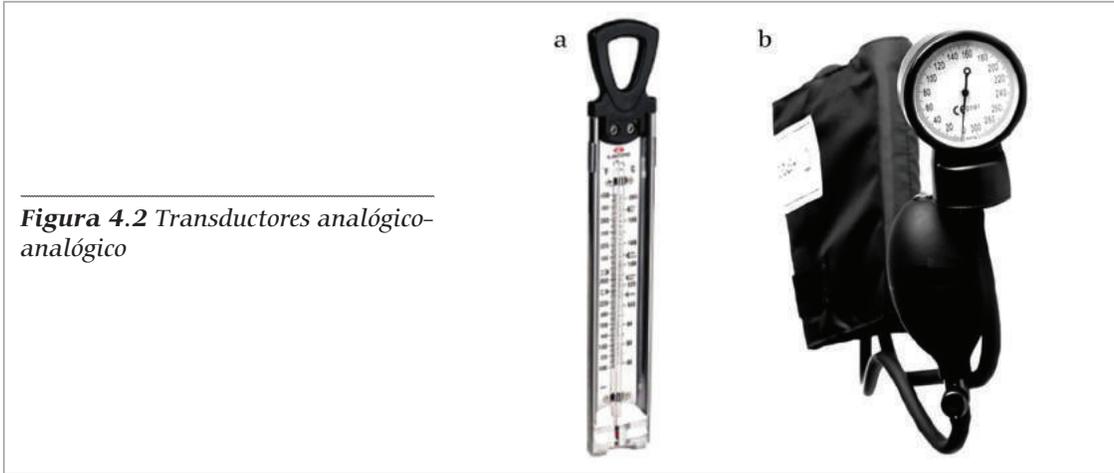


En la figura 4.1 se muestra el diagrama a bloques de la detección de una bioseñal. Esta detección se realiza mediante un transductor que obtiene la bioseñal de manera analógica, debido a sus amplitudes tan pequeñas del orden de los milivolts y su corto espectro de frecuencia (0.05-150 Hz), ésta tiene que ser amplificada, porque, de lo contrario, podría confundirse con cualquier otra señal de ruido no deseada que se encuentre en el ambiente (ruido de la señal de la alimentación eléctrica, así como “ruido eléctrico” que genera el comportamiento intrínseco en los sistemas biológicos). Ya amplificada, se tiene que convertir a una señal digital, puesto que se procesará mediante un microprocesador, el cual proporciona la información de manera digital.

Esta información digital puede almacenarse en una unidad de memoria, como una USB, por ejemplo, o enviar la información inclusive a otra parte del mundo por medios inalámbricos. Por último, la información puede desplegarse en una pantalla, ya sea de manera gráfica o numérica o de ambas formas; también, si se desea, la información puede enviarse a una impresora. El diagrama a bloques de la figura 4.1 se emplea para detectar casi cualquier bioseñal.

Un transductor es un dispositivo capaz de transformar o convertir determinado tipo de energía de entrada en otra diferente a la salida. El nombre del transductor ya indica cuál es la transformación que realiza (por ejemplo, electromecánica, transforma una señal eléctrica en mecánica o viceversa). El transductor es un dispositivo usado en la industria, en medicina, en agricultura, robótica, aeronáutica, etc., para obtener información de entornos físicos y químicos y recibir (a partir de esta información) señales o impulsos eléctricos o viceversa. Los transductores siempre consumen energía, por lo que la señal medida resulta debilitada.

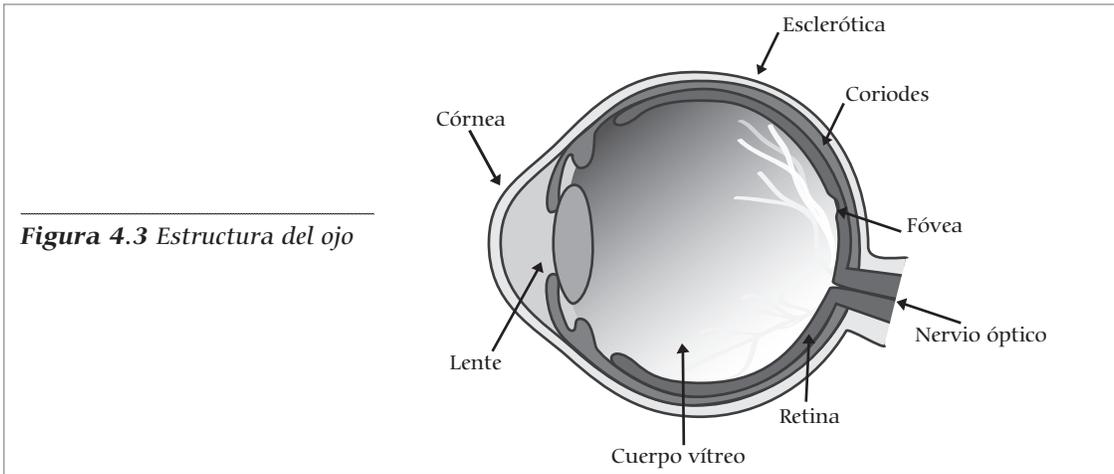
La importancia de digitalizar la bioseñal obtenida del transductor radica en la precisión y la resolución que se obtiene de un microprocesador; además, que como se mencionó, la información puede ser almacenada y empleada para otros propósitos, por ejemplo, activar una alarma en una unidad de cuidados intensivos. En cambio, si no se digitaliza se procesa y muestra también de manera analógica, el resultado tiene resolución más baja y no puede emplearse para otro propósito. Ejemplo de esto sería el termómetro de mercurio o un baumanómetro (medidor de presión arterial).



**Figura 4.2** Transductores analógico-analógico

De acuerdo con la definición de transductor que se dio, un transductor natural con el que contamos los humanos y algunos otros seres vivos, es, por ejemplo, el ojo.

De los cinco sentidos, la visión es el más especializado y complejo, resultado de la recepción sensorial y el juicio intelectual. Los rayos de luz entran en las pupilas y se registran en las retinas, en el fondo de los ojos, para crear imágenes bidimensionales que, sumadas por ambos ojos, se forman imágenes tridimensionales. Estas imágenes se convierten en impulsos eléctricos llevados a través del nervio óptico de cada ojo a partes del cerebro, de manera especial en el lóbulo occipital, donde son interpretados.



**Figura 4.3** Estructura del ojo

Cuando el sistema óptico del ojo se deteriora por diversas razones (pérdida de fotorreceptores, retinitis pigmentosa o degeneración macular), los impulsos eléctricos que llegan al cerebro contienen información errónea que se traduce en problemas de visibilidad o inclusive ceguera. Sin embargo, gracias al desarrollo de prótesis visuales microelectrónicas, es posible sustituir el sistema óptico por una prótesis encargada de recibir las imágenes, para convertirlas en impulsos eléctricos y transmitirlos al cerebro mediante el implante de microelectrodos insertados en la retina o en el nervio óptico, dependiendo del grado de lesión.

## REPASO DE CONCEPTOS BÁSICOS

Como se expuso en el capítulo 3, las bioseñales son generadas como consecuencia de una diferenciación de concentración iónica de electrolitos ( $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Cl}^-$ ) sobre la membrana celular de células excitables, gracias a propiedades permeables de la membrana y mecanismos de transporte activos a través de la membrana celular.

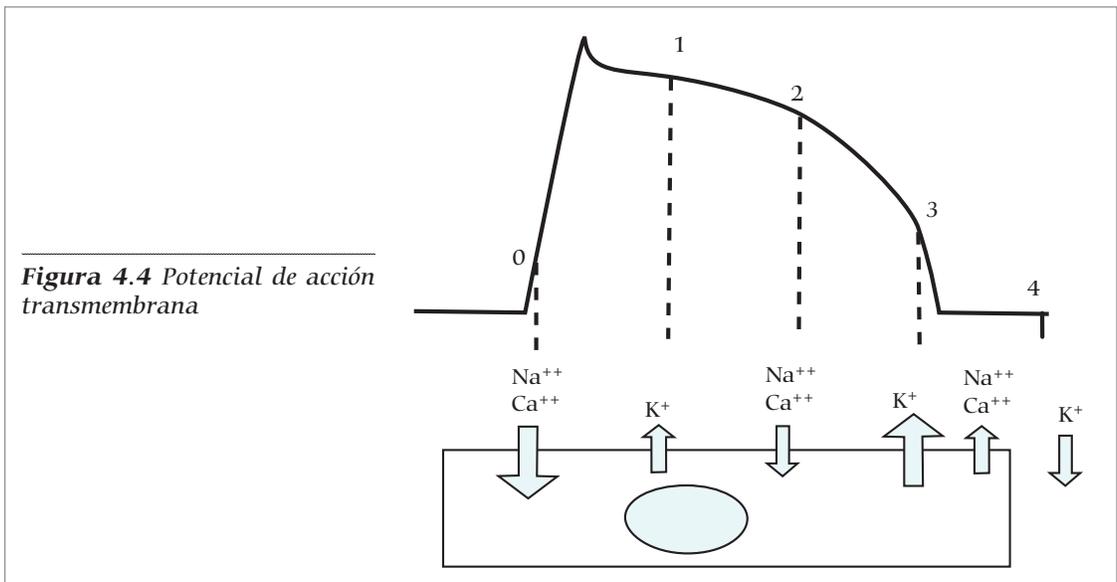
Las células excitadas especializadas funcionan en conjunto para generar un campo eléctrico en el tejido circundante de la bio-fuente. Dicho campo se puede detectar con bioelectrodos o sensores colocados sobre el tejido de la piel, donde el campo del tejido vivo se traduce en un flujo de corriente eléctrica en el instrumento electromecánico.

Para entender la electrogénesis, por ejemplo en potenciales del músculo cardíaco, se debe considerar lo siguiente:

- La actividad eléctrica (fenómeno bioeléctrico) en el nivel celular cardíaco y los potenciales extracelulares generados como resultado de la actividad eléctrica de células unitarias colocadas en un medio conductor con la misma composición que los fluidos.
- Los potenciales extracelulares generados como resultado de la actividad eléctrica de gran número de células miocárdicas colocadas en un medio conductor con la misma composición iónica que los fluidos.
- Las relaciones entre estos potenciales extracelulares y la actividad eléctrica grabada como señales de Electrocardiograma (ECG), en la superficie del cuerpo.

La estimulación de una célula muscular aumenta la permeabilidad de su membrana y produce cambios iónicos de ambos lados de dicha membrana. El registro de este fenómeno es una curva denominada potencial de acción transmembrana (PAT), que consta de las siguientes partes y fases, figura 4.4:

- Despolarización (activación) o fase 0: Entrada súbita de  $\text{Ca}^{++}$  y  $\text{Na}^{++}$  al interior de la célula.
- Repolarización (recuperación):
  - ~ Fase 1 e inicio de la fase 2: Persiste la entrada de  $\text{Ca}^{++}$  y  $\text{Na}^{++}$  y se inicia la



**Figura 4.4** Potencial de acción transmembrana

- ~ salida de  $\text{K}^{+}$  al exterior de la célula.
- ~ Final de la fase 2 y fase 3: La salida de  $\text{K}^{+}$  es máxima. Se inicia el restablecimiento del equilibrio iónico inicial.
- ~ Fase 4: Se restablece el equilibrio iónico inicial mediante un mecanismo de transporte activo.

Si una célula excitable se coloca en un medio conductor, actúa como fuente de corriente constante. Cuando la biofuente se despolariza de manera adecuada, un potencial de acción es generado a través de la membrana e inyecta una corriente al medio circundante. El medio conductor se hace presente como una carga, con características dependientes de su geometría, temperatura, etc. Las líneas de corriente que circulan desde la célula excitable hacia el volumen conductor con una resistencia específica  $R$  (Ohms), generan un potencial de campo proporcional a la corriente a través de la membrana ( $I_m$ ), y la resistencia del medio ( $R$ ), según la ley de Ohm. De esta manera, el potencial de campo extracelular se incrementa con valores más altos de corriente o resistencia del tejido.

Existe controversia acerca de la relación exacta del potencial de campo sobre la membrana celular y la forma del potencial de campo extracelular: Sin embargo, el trabajo de algunos investigadores con células excitables, ha confirmado que el potencial de campo extracelular se parece a la segunda derivada del potencial de acción transmembrana. Esto significa que el potencial de acción monofásico crea un potencial de campo trifásico. También se ha mostrado que el potencial de campo extracelular es más corto en duración y mucho más pequeño en magnitud ( $\mu\text{V}$  comparado con  $\text{mV}$ ). Por supuesto, la relación se ha establecido para casos en que la geometría de la biofuente y su medio circundante es simple, y el volumen conductor es isotrópico (uniforme en todas dimensiones).

De manera más realista, cuando una pieza de tejido excitable en un organismo dado se hace activa de manera eléctrica, se despolariza, actúa como un punto de fuente de corriente e inyecta la corriente en el volumen conductor anisotrópico conformado por

tejidos y fluidos circundantes con diferentes conductancias (resistencias). En consecuencia, la distribución espacial de la corriente no se parecerá a un simple dipolo colocado en un volumen conductor isotrópico. Sin embargo, se ha demostrado que un tronco de nervios activo (compuesto por miles de sensores y fibras de nervios motores estimulados de manera simultánea) colocados en un largo volumen conductor homogéneo, genera un potencial de campo extracelular que se forma de las contribuciones de los campos eléctricos superpuestos de las biofuentes en el tronco de nervios. La forma general del potencial de campo extracelular en el tronco de nervio en respuesta a la estimulación eléctrica es trifásica, tiene una amplitud de miliVolts y pierde amplitud y componentes de frecuencia altos en largas distancias radiales del tronco de nervio.

Entonces se llega a la conclusión que el potencial de campo extracelular está formado por las contribuciones de campos eléctricos superpuestos, de las biofuentes en el tronco de nervios.

La forma general de potencial de campo extracelular en el tronco de nervios en respuesta a la estimulación eléctrica es trifásica, tiene amplitud de microVolts y pierde amplitud y contenido de altas frecuencias.

Se muestra que la mayor contribución del potencial de campo extracelular trifásica son los nervios motores en el tronco. Se ha mostrado también con un campo en la carga del volumen conductor (por ejemplo, un incremento en la resistencia específica del volumen conductor o un decrecimiento en la distancia radial de la biofuente compleja) se incrementa la amplitud del potencial de campo extracelular grabado.

Los conceptos estudiados se aplican de manera directa para explicar la relación entre los potenciales de campo extracelulares generados por biofuentes complejas y distribuidas como tejido cardíaco, los músculos y el cerebro y sus actividades eléctricas grabadas en la superficie del cuerpo, como ECG, electromiograma (EMG), y electroencefalograma (EEG).

En resumen, las células excitables y los tejidos (biofuentes), cuando se estimulan de manera adecuada, generan potenciales de acción monofásicos. Estos potenciales de acción provocan que se inyecten corrientes constantes en un gran medio alrededor de la biofuente (considerada como un punto de fuente de corriente). Como resultado del flujo de corriente en el conductor volumen, con una resistencia específica, se forman en el medio potenciales de campo extracelulares. Estos potenciales de campo son de manera trifásica y de más corta duración y amplitud, comparado con el potencial de acción trans-membrana.

Mientras aumente la resistividad del medio y la distancia radial de la biofuente se acorte, el potencial de campo se incrementa. Estos potenciales de campo son grabados como señales clínicas útiles en la superficie del cuerpo.

## Campos eléctricos extracelulares generados por la actividad de las neuronas

Si se coloca un electrodo en el espacio extracelular (a), y se compara su voltaje con un punto de referencia lejano (b), la diferencia de voltaje que se detecte será proporcional a la corriente que atraviese las membranas de las neuronas cercanas  $I_m$ . El flujo de corriente en el exterior de las neuronas  $J_m$  será, a su vez, proporcional, pero de sentido contrario a la variación del flujo de corriente en el interior de las mismas  $J_i$  (Figura 4.5), o, lo que es lo mismo, a la derivada parcial respecto a la dirección del elemento neuronal por el que circula la corriente (Ec. 4.1):

$$-J_m = \frac{\partial J_i}{\partial x}$$

A su vez, el flujo de corriente en el interior de la neurona es proporcional al gradiente de potencial en el interior de la célula (ley de Ohm:  $R_i * I_i = V_i$ ): (Ec. 4.2)

$$-R_i * J_i = \frac{\partial V}{\partial x}$$

Siendo  $R_i$  la resistencia interna de la célula.

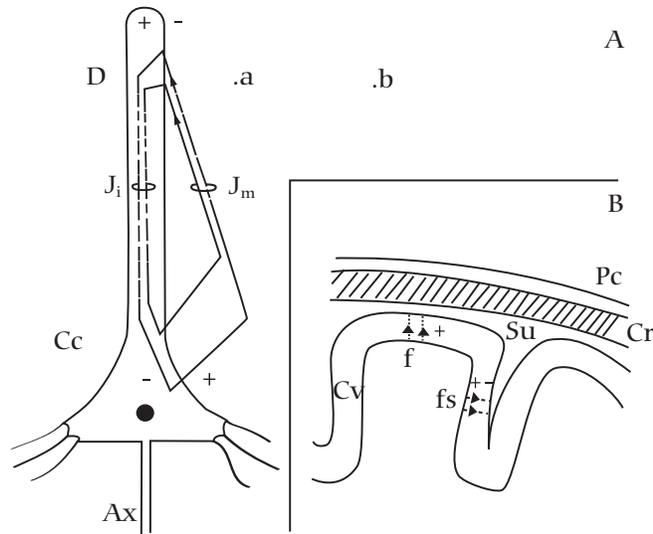
Por tanto, de (Ec. 4.1) y de (Ec. 4.2) se deduce que el flujo de corriente que circula en el exterior de la neurona es proporcional a la segunda derivada parcial del voltaje en el interior de ésta (Ec. 4.3): (Figura 4.5)

$$J_m = \left( \frac{1}{R_i} \right) * \frac{\partial^2 V}{\partial x^2}$$

Dado que el potencial extracelular es función de la corriente iónica que sale de la neurona ( $V_{a-b} = I_m * R_e$ , siendo  $R_e$  la resistencia extracelular), se deduce de (Ec. 4.3) que el voltaje registrado en el exterior de la célula es función del cambio interior de potencial. Además, si se considera el caso particular de la transmisión del potencial de acción, que es una onda que se transmite en el axón sin decremento de intensidad y a una velocidad constante ( $v$ ), el cambio de potencial en el espacio está relacionado con el cambio de potencial en el tiempo por la ecuación de ondas: (Ec. 4.4)

$$\left( \frac{\partial^2 V}{\partial x^2} = \left[ \frac{1}{v^2} \right] * \left[ \frac{\partial^2 V}{\partial t^2} \right] \right): J_m = \left( \frac{1}{R_i} \right) \frac{\partial^2 V}{\partial t^2} \cdot \frac{1}{v^2}$$

**Figura 4.5** (A) Representación de los campos eléctricos generados en una neurona esquemática por el flujo de iones positivos desde una dendrita (D) hacia el cuerpo celular (Cc). Ax, Axón. .a, punto de medida cercano; .b, punto de medida lejano;  $J_i$ , flujo de corriente en el interior de la neurona;  $J_m$ , flujo exterior. (B) Orientación hipotética de las neuronas corticales que darían lugar a mapas de voltaje pericraneal con una fuente únicamente (f), o con una fuente y un sumidero (fs). Cv, circunvolución cerebral; Su, surco; Cr, cráneo; Pc, pericráneo



o, lo que es lo mismo, (Ec. 4.5)

$$I_m = \left( \frac{a}{R_i} \right) \frac{\partial^2 V}{\partial t^2} \cdot \frac{1}{v^2}$$

para  $J_m = I_m/a$ , siendo  $a$  el área del axón.

De este análisis se deduce que el potencial de acción registrado en manera extracelular es igual a la segunda derivada con respecto al tiempo del potencial de acción registrado en el interior de la célula.

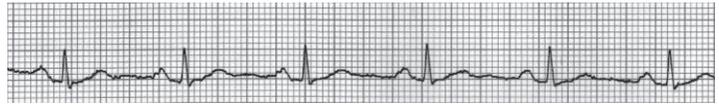
## ELECTROCARDIOGRAMA

La frecuencia cardíaca es uno de los signos vitales más monitoreados; su representación en forma gráfica se conoce como Electrocardiograma (ECG). Como en otras áreas médicas, los monitores (osciloscopios) y su registro, sea en pantalla o en papel, dan la señal de la actividad eléctrica del corazón y su frecuencia. Estas técnicas han aportado importantes avances en el área de diagnóstico médico por ser un instrumento de grabación de señales, monitoreo, análisis e interpretación. El uso de estos equipos ha permitido a los médicos reducir el tiempo de interpretación y asegurar mejoras en la confiabilidad y la uniformidad de la interpretación, aumentando, a la vez, el potencial de diagnóstico de las señales ECG.

En la actualidad, los cardiólogos utilizan computadoras para registrar el historial del paciente, los detalles de la morfología de las señales ECG e información pertinente basados en su conocimiento clínico y experiencia para hacer diagnósticos completos. Es necesario aclarar y enfatizar que las computadoras no quitan responsabilidad a los médicos para hacer un diagnóstico clínico. Sin embargo, las computadoras sí proveen

a los médicos información de la prueba del ECG de manera más clara y les ayudan a no realizar cálculos repetitivos, subjetivos y rutinarios.

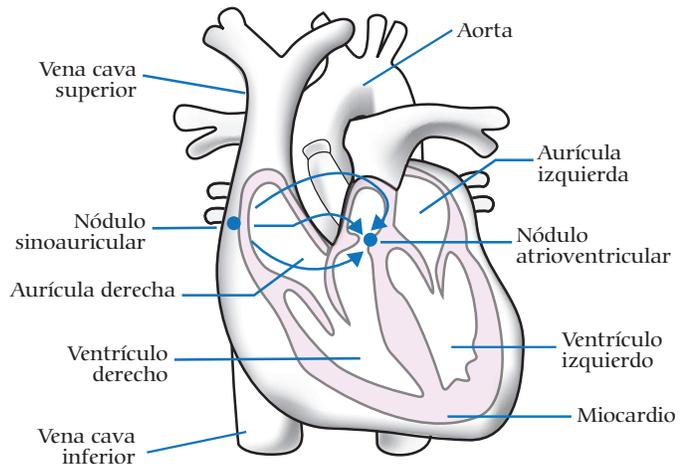
**Figura 4.6** Registro de un electrocardiograma



A menudo, este tipo de metodologías se usa como una rutina en monitoreo intensivo de pacientes con problemas cardíacos, donde las señales de ECG son monitoreadas para detectar anomalías de tratamientos críticos. La ocurrencia de hechos, como bloqueos y arritmias, y su detección a tiempo, ayudará a los médicos a tomar decisiones de detección temprana y mediciones terapéuticas. El correcto entendimiento y uso de la instrumentación para medir y procesar las señales ECG es de vital importancia.

Para entender el ECG se estudia, en principio, la estructura y funcionamiento del corazón:

**Figura 4.7** Estructura del corazón



El corazón es un potente músculo que funciona como dos bombas coordinadas que envían de manera continua sangre por todo el cuerpo. Una que bombea sangre a los pulmones en donde se oxigena, y otra que bombea sangre a los órganos periféricos. Además de llevar oxígeno fresco y nutrientes a órganos y tejidos esta circulación también elimina desechos nocivos. La sangre es impulsada a través de una extensa red de vasos sanguíneos cuya longitud promedio es de 50,000 Km. El verdadero poder viene de los ventrículos, con sus gruesas paredes musculares que se contraen de modo que la sangre sale a las arterias. La acción de bombeo se repite de manera automática con la velocidad de los latidos y la cantidad de sangre que se impulsa varía según el nivel de tensión y agotamiento del cuerpo.

Para que la contracción cíclica del corazón se realice de manera sincrónica y ordenada, existe un sistema de estimulación y conducción eléctrica constituidas por fibras de músculo cardíaco especializadas en la transmisión de impulsos eléctricos. Aunque

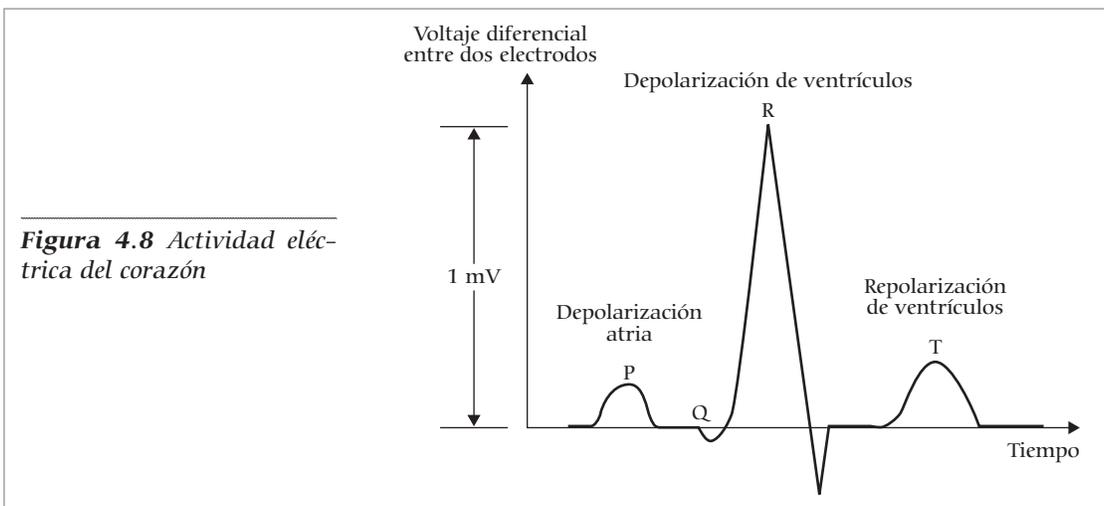
el corazón tiene inervación por parte del sistema nervioso simpático, late sin estímulo de éste, ya que el sistema de conducción es autoexcitable. Por esto, el corazón sigue latiendo aún cuando se extirpa para un trasplante, por ejemplo.

El sistema de conducción se inicia con la despolarización cardíaca y debe transmitir ese impulso eléctrico desde las aurículas hacia los ventrículos. Para ello necesita de los siguientes elementos: nódulo sinoauricular, nódulo atrioventricular, haz de Hiss, con sus ramas derecha e izquierda y fibras de Purkinje.

En el cuerpo humano se genera amplia variedad de señales eléctricas, causada por la actividad química que ocurre en los nervios y músculos que lo conforman. El corazón, por ejemplo, produce un patrón característico de variaciones de voltaje. El registro y análisis de estos hechos bioeléctricos son importantes desde el punto de vista de la práctica clínica y de la investigación. Los potenciales se generan a nivel celular, es decir, cada una de las células es un diminuto generador de voltaje.

Aunque es posible medir el potencial de una sola de ellas con el empleo de microelectrodos, las señales bioeléctricas de interés clínico se producen por la actividad coordinada de grandes grupos celulares. En este tipo de actividad sincronizada intervienen muchas células, lo que puede registrarse mediante métodos no invasivos, es decir, con el empleo de electrodos de metal colocados en la superficie del cuerpo.

Un ECG es una prueba física ampliamente utilizada para evaluar el estado del corazón de manera no invasiva. Se usa para evaluar el estado del sistema de conducción del corazón, el del músculo, y también, de manera indirecta, la condición de este órgano como una bomba y la aparición de ritmos patológicos causados por daño al tejido de conducción de las señales eléctricas u otros trastornos no cardíacos. El ECG es la representación gráfica de la actividad bioeléctrica del músculo cardíaco, por lo que un equipo de registro de ECG (electrocardiógrafo) es comparable a un voltímetro que realiza la función de registrador.



**Figura 4.8** Actividad eléctrica del corazón

Los procesos que ocurren desde el comienzo de un latido hasta el comienzo del siguiente se conocen como ciclo cardiaco. Cada ciclo inicia por la generación espontánea de un potencial de acción en el nódulo sinoauricular. El ciclo cardiaco consta de un periodo de relajación, denominado diástole, durante el cual el corazón se llena de sangre, seguido de un período de contracción llamado sístole.

En el electrocardiograma de la Figura 4.8 se muestran las ondas P, Q, R, S, y T. Se trata de voltajes eléctricos generados por el corazón y registrados mediante el electrocardiógrafo en la superficie del cuerpo.

El trazado típico de un electrocardiograma que registra un latido cardiaco normal consiste en una onda P, un complejo QRS y una onda T. Estos son procesos eléctricos que no deben ser confundidos con los mecánicos correspondientes, es decir, la contracción y relajación de las cámaras del corazón. Así, la sístole mecánica, o contracción ventricular, comienza justo después del inicio del complejo QRS, y culmina justo antes de terminar la onda T. La diástole, que es la relajación y relleno ventricular, comienza después que culmina la sístole correspondiendo con la contracción de las aurículas, justo después de iniciarse la onda P.

## El eje eléctrico

Es la dirección general del impulso eléctrico a través del corazón. Usualmente se dirige en forma de vector hacia la parte inferior izquierda, aunque se puede desviar a la parte superior izquierda en gente anciana, embarazada u obesa. Una desviación extrema es anormal e indica un bloqueo de rama, hipertrofia ventricular o (si es hacia la derecha) embolia pulmonar. También puede diagnosticar dextrocardia o una inversión de dirección en la orientación del corazón, pero esta variedad es muy rara y, a menudo, ya ha sido diagnosticada por alguna prueba más específica, como una radiografía del tórax.

## Onda P

Es la señal eléctrica que corresponde a la despolarización auricular. Resulta de la superposición de la despolarización de la aurícula derecha (Parte inicial de la onda P) y de la izquierda (Final de la onda P). La repolarización de la onda P (Llamada onda T auricular) queda eclipsada por la despolarización ventricular (Complejo QRS). Para que la onda P sea sinusal (que provenga del Nodo Sinusal) debe reunir ciertas características:

1. No debe superar los 0,25 mV (miliVoltios). Si los supera, está en presencia de un Agrandamiento Auricular Derecho.
2. Su duración no debe superar los 0,11 segundos en el adulto y 0,07-0,09 segundos en los niños. Si está aumentado, tiene Agrandamiento Auricular Izquierdo y Derecho.
3. Tiene que ser redondeada, de rampas suaves, simétricas, de cúspide roma y de forma ovalada.
4. Tiene que preceder al complejo ventricular.

## Complejo QRS

Corresponde a la corriente eléctrica que causa la contracción de los ventrículos derecho e izquierdo (despolarización ventricular), la cual es mucho más potente que la de las aurículas y corresponde a más masa muscular, de este modo se produce mayor deflexión en el electrocardiograma.

La onda Q, cuando está presente, representa la pequeña corriente horizontal (de izquierda a derecha) del potencial de acción transportándose a través del septum interventricular. Las ondas Q, que son demasiado anchas y profundas, no tienen origen septal, sino que indican un infarto de miocardio.

Las ondas R y S indican contracción del miocardio. Las anomalías en el complejo QRS pueden indicar bloqueo de rama (cuando es ancha), taquicardia de origen ventricular, hipertrofia ventricular u otras anomalías ventriculares. Los complejos son, a menudo, pequeños en las pericarditis.

La duración normal es de 60 a 100 milisegundos cuando aparece completo, el complejo QRS consta de tres vectores, nombrándose con la nomenclatura descrita por Willem Einthoven:

Onda Q. Es la primera onda del complejo y tiene valores negativos (desciende en la gráfica del ECG).

Onda R. Le sigue a la onda Q, es positiva y en la imagen clásica del ECG es la de mayor tamaño.

Onda S. Es cualquier onda negativa que le sigue a la onda R

## Onda T

Representa la repolarización de los ventrículos. Durante la formación del complejo QRS, generalmente también ocurre la repolarización auricular que no se registra en el ECG normal, ya que es tapado por el complejo QRS. En actividad eléctrica, las células del músculo cardíaco son como muelles cargados; un pequeño impulso las dispara, despolarizan y se contraen. La recarga del muelle es la repolarización (también llamada potencial de acción).

En la mayoría de las derivaciones la onda T es positiva. Las ondas T negativas pueden ser síntomas de enfermedad, aunque una onda T invertida es normal en algunos casos (personas de etnia negra, por ejemplo).

El segmento ST conecta con el complejo QRS y la onda T. Puede estar reducido en la isquemia y elevado en el infarto de miocardio.

## Medidas del ECG

### Intervalo QT

Corresponde a la despolarización y repolarización ventricular; se mide desde el principio del complejo QRS hasta el final de la onda T. Este intervalo QT y el QT corregido son importantes en la diagnosis del síndrome de QT largo y síndrome de QT corto. Su duración varía según la frecuencia cardíaca y se han desarrollado varios factores de corrección para este intervalo.

El más frecuentemente utilizado es el que formuló Bazett, publicado en 1920. La fórmula de Bazett es (Ec. 4.6):

$$QTc = \frac{QT}{\sqrt{RR}}$$

donde  $QTc$  es el intervalo  $QT$  corregido para la frecuencia cardíaca y  $RR$  es el intervalo desde el comienzo de un complejo  $QRS$  hasta el siguiente, medido en segundos. Sin embargo, esta fórmula tiende a ser inexacta; sobre-corrige en frecuencias cardíacas altas e infra-corrige en las bajas.

Un método mucho más exacto fue desarrollado por Rautaharju, que creó la fórmula (Ec. 4.7):

$$QTc = \frac{656}{1 + \frac{\text{frecuencia cardíaca}}{100}}$$

### Frecuencia cardíaca

Puede ser derivada de un trazado del electrocardiograma con varias ecuaciones. Una de ellas sigue la regla de los 300, la cual funciona si el ritmo es uniforme: se divide 300 entre el número de cuadros grandes (cinco cuadros pequeños en cada cuadro grande) entre un R y la siguiente. Por ejemplo, en la siguiente gráfica, la distancia en cuadros grandes entre un R y el siguiente es aproximadamente de 2.5: se divide 300 entre 2.5 produce una frecuencia cardíaca de 120 latidos por minuto.

**Figura 4.9** Frecuencia de la actividad eléctrica del corazón



## Derivaciones del ECG

En electrocardiografía, el término "derivaciones" se refiere a la medida del voltaje entre dos electrodos. Los electrodos se colocan sobre el cuerpo del paciente. Éstos, se sujetan con cintas de velcro, por ejemplo, y se conectan al aparato mediante cables. Las derivaciones de un ECG utilizan diferentes combinaciones de electrodos para medir distintas señales procedentes del corazón: de manera figurada, cada derivación es como una "fotografía" de la actividad eléctrica del corazón tomada desde diferente ángulo.

## Colocación de los electrodos

Para realizar un ECG estándar de 12 derivaciones, se necesitan 10 electrodos. Ya que cada uno de ellos se numera y se coloca sobre el paciente de la manera siguiente:

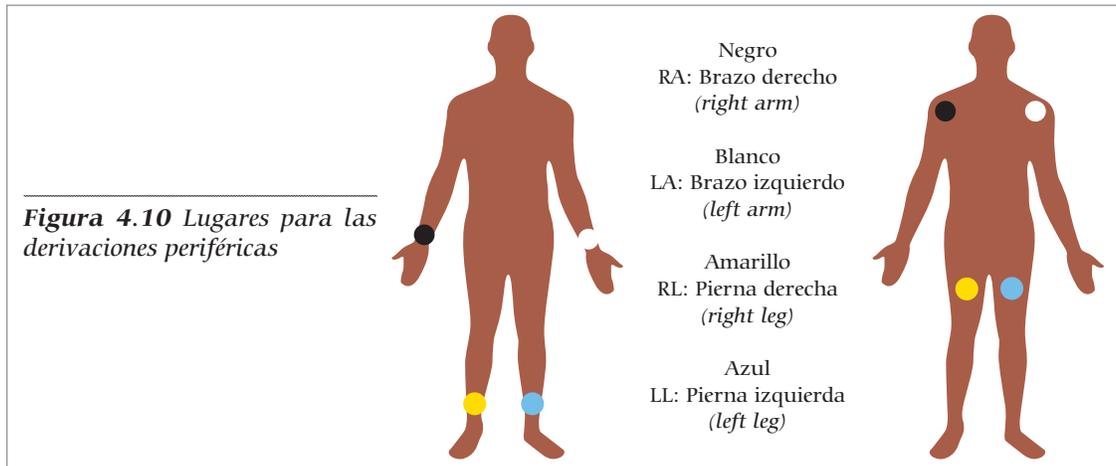
Nombre del electrodo (en Estados Unidos)	Localización del electrodo
RA	En el brazo derecho ( <i>right arm</i> ), evitando prominencias óseas.
LA	En el mismo sitio donde se colocó RA, pero en el brazo izquierdo ( <i>left arm</i> ).
RL	En la pierna derecha ( <i>right leg</i> ), evitando prominencias óseas.
LL	En el mismo sitio que se colocó RL, pero en la pierna izquierda ( <i>left leg</i> ).
V1	En el cuarto espacio intercostal (entre las costillas 4 y 5) a la derecha del esternón.
V2	En el cuarto espacio intercostal (entre las costillas 4 y 5) a la izquierda del esternón.
V3	Entre V2 y V4.
V4	En el quinto espacio intercostal (entre las costillas 5 y 6), en la línea medio-clavicular (la línea imaginaria que baja desde el punto medio de la clavícula).
V5	En la misma línea horizontal que V4, pero verticalmente en la línea axilar anterior (línea imaginaria que baja desde el punto medio entre el centro de la clavícula y su extremo lateral, que es el extremo más cercano al brazo).
V6	En la misma línea horizontal que V4 y V5, pero verticalmente en la línea medioaxilar (línea imaginaria que baja desde el centro de la axila del paciente).

**Cuadro 4.1** Colocación de electrodos para ECG

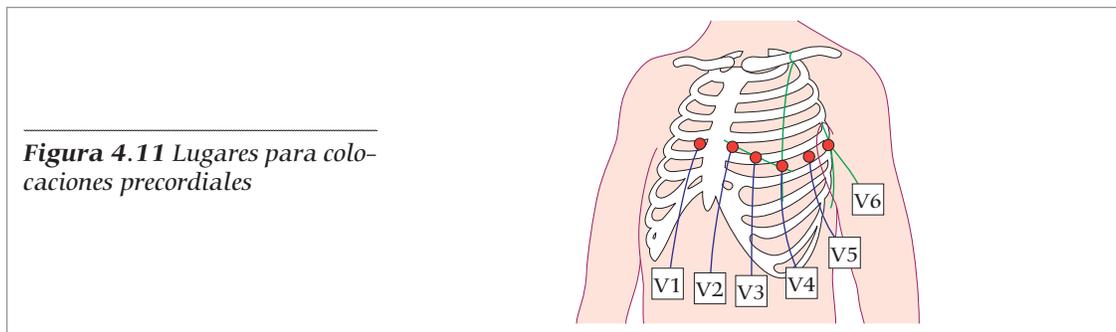
## Derivaciones periféricas y precordiales

El ECG se estructura en la medición del potencial eléctrico entre varios puntos corporales. Las derivaciones I, II y III son periféricas y miden la diferencia de potencial entre los electrodos situados en los miembros:

- derivación I mide la diferencia de potencial entre el electrodo del brazo derecho y el izquierdo
- derivación II, del brazo derecho a la pierna izquierda.
- derivación III, del brazo izquierdo a la pierna izquierda.



Los electrodos periféricos forman los ángulos de lo que se conoce como el triángulo de Einthoven. A partir de estos tres puntos se obtiene el punto imaginario V (el bari-centro del triángulo, denominado el terminal central de Wilson), localizado en el centro del pecho, por arriba del corazón. Estas tres derivaciones periféricas son bipolares, es decir, tienen un polo positivo y otro negativo.



Las otras nueve derivaciones miden la diferencia de potencial entre el punto imaginario V y cada uno de los electrodos; todas ellas son unipolares, porque, aunque tienen dos polos, el polo negativo V es un polo formado por las señales procedentes de diferentes electrodos. Así se tienen las derivaciones periféricas aumentadas (aVR, aVL y aVF) y las seis derivaciones precordiales (V1-6).

Las derivaciones unipolares de los miembros aVR, aVL y aVF (aVR por *augmented vector right*, por ejemplo, en referencia al electrodo del brazo derecho), se obtienen a partir de los mismos electrodos que las derivaciones I, II y III. Sin embargo, miden la actividad del corazón desde ángulos diferentes, porque el polo negativo de estas derivaciones es una modificación del punto terminal central de Wilson. Esto anula el polo negativo y permite al polo positivo ser el "electrodo explorador", o derivación unipolar.

Esto es posible porque, según la ley de Kirchhoff:  $I + (-II) + III = 0$

Esta ecuación también se escribe como:  $I + III = II$ .

No se escribe:  $I - II + III = 0$

porque Einthoven invirtió la polaridad de la derivación II en el triángulo de Einthoven, probablemente porque prefería ver el pico QRS hacia arriba. La definición del terminal central de Wilson preparó el camino para el desarrollo de todas las derivaciones unipolares.

- La derivación VDa (**vector derecho aumentado**) tiene el electrodo positivo (blanco) en el brazo derecho. El electrodo negativo es una combinación del electrodo del brazo izquierdo (negro) y el electrodo de la pierna izquierda (rojo), lo que "aumenta" la fuerza de la señal del electrodo positivo del brazo derecho.
- La derivación VIa (**vector izquierdo aumentado**) tiene el electrodo positivo (negro) en el brazo izquierdo. El electrodo negativo es una combinación del electrodo del brazo derecho (blanco) y la pierna izquierda (rojo), lo que "aumenta" la fuerza de la señal del electrodo positivo del brazo izquierdo.
- La derivación aVF (**augmented vector foot**) tiene el electrodo positivo (rojo) en la pierna izquierda. El electrodo negativo es una combinación del electrodo del brazo derecho (blanco) y el brazo izquierdo (negro) lo que "aumenta" la señal del electrodo positivo en la pierna izquierda.

Las derivaciones periféricas aumentadas aVR, aVL, y aVF se amplifican de este modo porque, cuando el electrodo negativo es el terminal central de Wilson, la señal es demasiado pequeña para ser útil. Bailey desplazó los tres lados del triángulo de Einthoven (formados por las derivaciones I, II y III), las hizo pasar por el terminal central de Wilson y obtuvo el sistema triaxial de Bailey. La combinación de las derivaciones bipolares (I, II y III) con las derivaciones aumentadas constituye el sistema de referencia hexaxial de Bailey, que se usa para calcular el eje eléctrico del corazón en el plano frontal.

$$aVR = -\frac{I+II}{2} \quad (\text{Ec. 4.3})$$

$$aVL = I - \frac{II}{2} \quad (\text{Ec. 4.4})$$

$$aVF = II - \frac{I}{2} \quad (\text{Ec. 4.5})$$

Los electrodos para las derivaciones precordiales (V1, V2, V3, V4, V5, y V6) están colocados directamente sobre el pecho. Debido a su proximidad con el corazón no es necesario aumentarlas. El electrodo negativo en este caso es el terminal central de Wilson y, por ello, estas derivaciones se consideran unipolares (el terminal central de Wilson es la media de las tres derivaciones periféricas; se aproxima al potencial pro-

medio de la superficie corporal). Las derivaciones precordiales ven la actividad eléctrica del corazón en el denominado plano horizontal. El eje eléctrico del corazón en el plano horizontal se denomina eje Z.

Por tanto, hay doce derivaciones en total. Cada una de las cuales registra información de partes concretas del corazón:

- Las derivaciones inferiores (III y aVF) detectan la actividad eléctrica desde el punto superior de la región inferior (pared) del corazón. Esta es la cúspide del ventrículo izquierdo.
- Las derivaciones laterales (I, II, aVL, V5 y V6) detectan la actividad eléctrica desde el punto superior de la pared lateral del corazón, que es la pared lateral del ventrículo izquierdo.
- Las derivaciones anteriores, V1 a V6 representan la pared anterior del corazón o la pared frontal del ventrículo izquierdo.
- aVR se utiliza pocas veces para la información diagnóstica, pero indica si los electrodos se han colocado de manera correcta en el paciente.

La comprensión de las direcciones o vectores normales y anormales de la despolarización y repolarización aporta importante información diagnóstica. El ventrículo derecho tiene muy poca masa muscular, por lo que sólo imprime una pequeña marca en el ECG y hace más difícil diagnosticar los cambios en éste que los producidos en el ventrículo izquierdo.

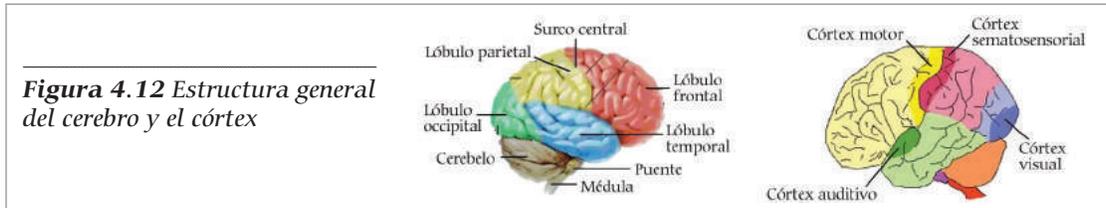
Los electrodos miden la actividad eléctrica media generada por la suma total de la capacidad cardiaca en un momento preciso. Por ejemplo, durante la sístole auricular normal, la suma de la actividad eléctrica produce un vector eléctrico que se dirige del nódulo SA (sinusal) hacia el nódulo AV (auriculoventricular) y se extiende desde el atrio derecho al izquierdo (puesto que el nódulo SA reside en el atrio derecho). Esto se convierte en la onda P en el ECG, la cual es recta en I, II, III, AVL y aVF (ya que la actividad eléctrica general se dirige hacia esas derivaciones), e invertida en aVR (dado que se aleja de esa derivación).

## ELECTROENCEFALOGRAFÍA

En la siguiente sección se ofrece una visión general del encefalograma, su origen y su validez para uso de diagnóstico clínico. Desde Berger se ha demostrado (1929) que la actividad eléctrica del cerebro puede medirse usando electrodos externos colocados en el cráneo; el electroencefalograma (EEG) se ha usado para estudiar estados funcionales del cerebro. Aunque las señales EEG son el indicador más común de lesiones cerebrales; y perturbaciones funcionales cerebrales, el proceso de creación de la señal todavía no es bien entendido.

## Origen de la EEG

La interpretación clínica válida del encefalograma se basa en entender los procesos básicos electroquímicos y electrofísicos a través de los cuales los patrones son generados y la naturaleza de la organización funcional del cerebro, en reposo o en acción. El siguiente texto tiene que ver con la organización del córtex, el cual es una capa de materia gris de unos 2 a 6 mm de grosor. El córtex es, en general, el origen de la actividad eléctrica cerebral que es grabada en la superficie de la cabeza, los diferentes tipos de actividad eléctrica y los campos de potencial desarrollados por las células corticales. En la figura 4.12 se muestra la organización general del cerebro humano.



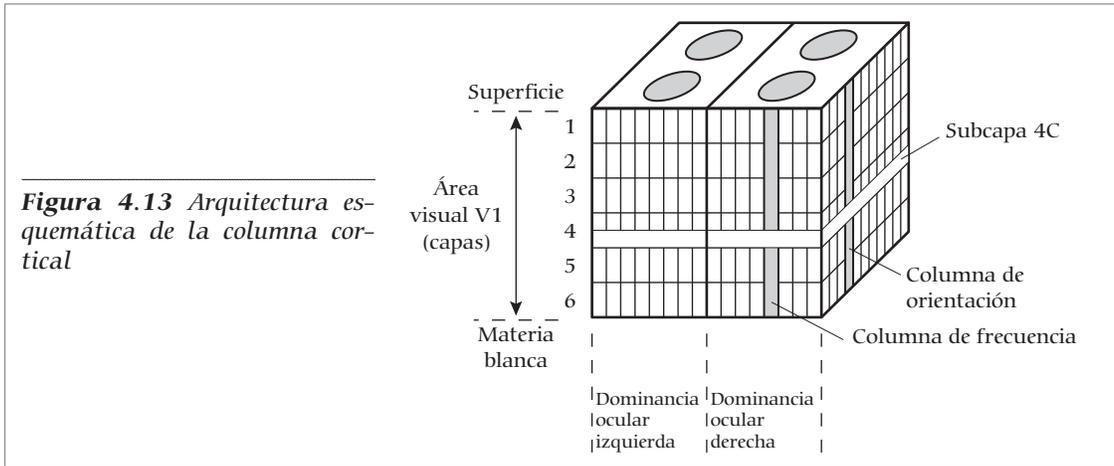
## Organización cerebral del córtex

La corteza tiene un tipo de neuronas exclusivas: las piramidales. Toda la corteza cerebral es sustancia gris, y está formada por seis capas en los mamíferos más desarrollados; en rata, por ejemplo, no hay capas granulares. Estas capas son, de fuera hacia dentro:

- Molecular
- Granular externa
- Piramidal
- Granular interna
- Ganglionar
- Capa

Aunque las diferentes regiones del córtex tienen diferentes citoarquitecturas y cada región tiene patrones morfológicos propios, los aspectos de la organización intrínseca del córtex son generales. La mayoría de las células corticales son organizadas en forma de columnas, en las cuales las neuronas son distribuidas con los ejes principales de los árboles dendríticos paralelos a sí mismos y perpendiculares a la superficie cortical. Esta orientación radial es una importante condición de la presencia de dipolos poderosos. La figura 4.13 muestra la arquitectura esquemática de la columna cortical.

Se puede observar que el córtex, en cualquier columna, consiste en diferentes capas. Estas capas son lugares de estructuras especializadas de células, realizan diferentes funciones y diferentes comportamientos en la respuesta eléctrica. Un área de mucha actividad es, por ejemplo, la capa 4, cuyas neuronas funcionan para distribuir la información de manera local a las neuronas localizadas en las capas más superficiales. Las neuronas en las capas superficiales reciben información de otras regiones del córtex. Las neuronas en las capas 2, 3, 5, y 6 sirven como salida de información desde el córtex hacia estructuras más profundas del cerebro.



## Actividad de una neurona piramidal

Las neuronas piramidales constituyen las más predominantes y largas células en el córtex cerebral. Largas poblaciones de estas neuronas piramidales se pueden encontrar en las capas 4 y 5 del córtex. Los potenciales EEG son grabados de los electrodos colocados y presentan la suma colectiva de los cambios en los potenciales extracelulares en las células piramidales. La membrana de células piramidales es influenciada de manera continua por la actividad proveniente de otras neuronas con las cuales tiene conexiones sinápticas. Estas conexiones pueden ser excitadoras o inhibitoras y los cambios respectivos de transmisión de permeabilidad de la membrana para  $K^+$  y/o  $Cl^-$ , lo cual resulta en un flujo de corriente.

El potencial postsináptico excitatorio (EPSP) está asociado con una corriente de entrada en la membrana postsináptica cargada de iones positivos y con la salida de corriente a través de la membrana extra-sináptica. Este flujo de corriente en el espacio extracelular causa la generación de pequeños potenciales debido a la resistencia extracelular.

Aunque estos potenciales extracelulares de manera individual son pequeños, el potencial adquiere importancia cuando se suman sobre varias células.

Nótese que los microelectrodos, como los electrodos de cráneo usados para las grabaciones electroencefalográficas, miden un campo promedio sobre un gran volumen que contiene, aproximadamente, de  $10^7$  -  $10^9$  neuronas.

Otras células en el córtex, como las gliales, podrían no contribuir de manera importante en las grabaciones superficiales por su organización geométrica irregular, por tanto, son de un valor pequeño. También hay actividad en áreas profundas subcorticales, pero los potenciales resultantes son atenuados en gran medida en la superficie como para ser grabados.

Los principios expuestos muestran que el encefalograma puede observarse como una resultante de muchos elementos activos, donde los potenciales postsinápticos de las células piramidales corticales son la fuente dominante.

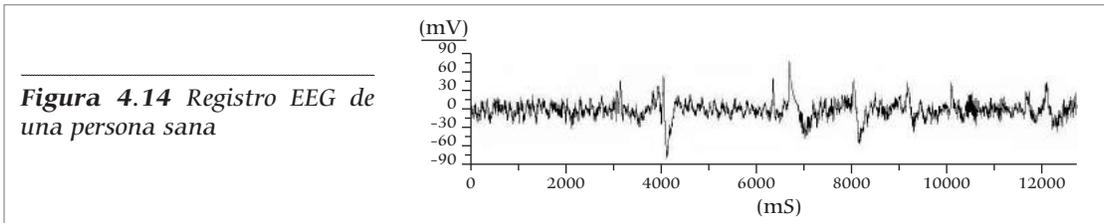
## Conducción de volumen de EEG

Las grabaciones desde el cráneo tienen la desventaja de que hay varias capas con diferentes conductividades entre los electrodos y las áreas el potencial cortical debajo del electrodo. Por eso, los potenciales grabados en el cráneo son sólo influenciados por los patrones mencionados, sino también en regiones con diferentes conductividades. Las capas que están alrededor del cerebro son de este tipo de regiones. Éstas incluyen, fluido cerebroespinal (CSF), esqueleto y cráneo. Estas capas contribuyen, por lo menos en parte, a la atenuación de las señales EEG medidas en la superficie del cráneo, a comparación con las grabadas con un microelectrodo en la superficie cortical o con una malla de electrodos de manera directa acoplados al córtex (ECoG). Estos caparazones que rodean al cerebro aportan en un factor de atenuación de 10 a 20. Esta atenuación afecta de manera principal a los componentes de bajo voltaje y de alta frecuencia (arriba de 40 Hz) los cuales se han mostrado que conllevan información importante acerca del estado funcional del cerebro, pero son casi totalmente suprimidas en la superficie.

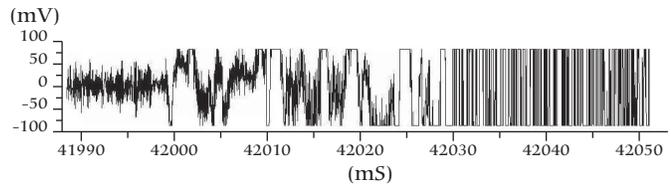
## Señal EEG

Las señales EEG consisten en fluctuaciones espontáneas de potenciales que también aparecen sin una entrada sensorial. La forma y características de estas señales no siguen un patrón definido, como es el caso de las señales de ECG por ejemplo, donde cada segmento del ECG corresponde a una actividad específica del corazón. Debido a la ausencia de un patrón y la no periodicidad de las señales EEG, el análisis y la interpretación deben realizarse a partir de un estudio temporal y frecuencial. El EEG parece ser una señal estocástica, pero también está formada por ritmos quasisinusoidales. La sincronía de los ritmos cerebrales puede ocurrir por centros marcapasos, capas corticales profundas, como el tálamo, o en regiones subcorticales al actuar a través de vínculos difusos sinápticos, circuitos reverberantes que incorporan caminos axonales con ramificaciones extensas, o acoplamientos eléctricos de elementos neuronales. El rango de amplitudes es de manera normal de  $10 - 150\mu\text{V}$  cuando son grabados de electrodos acoplados al cráneo. Las señales EEG consisten en un rango de frecuencias relevantes desde un punto de vista clínico de 0.5 a 50Hz.

La epilepsia afecta a 1% de la población mundial. Esta se puede analizar a través de un EEG. En las siguientes figuras se muestran registros de EEG de una persona sana y de una con crisis de epilepsia.



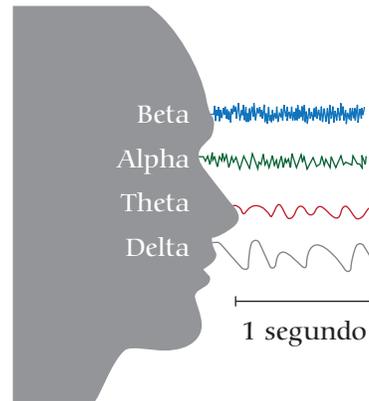
**Figura 4.15** Registro EEG de un paciente antes y durante una crisis epiléptica



## Categorías EEG

Desde el descubrimiento de la actividad eléctrica del cerebro ha preocupado a los investigadores categorizar a las señales EEG en ondas de un rango de frecuencias características. Estas bandas de frecuencia han sido la característica común en el análisis de señales encefalográficas. Aunque estas señales contienen mucha información útil, su uso no se da con mucho criterio. Se puede observar que hay evidencia fisiológica y estadística para el análisis de estas bandas. Los límites exactos varían entre las personas y cambian con el estado de ánimo y comportamiento de cada una. En particular, se pueden encontrar diferentes patrones y rangos de frecuencia en las señales EEG de animales y de personas. Sin embargo, en las diferentes bandas de frecuencia de señales EEG en humanos, las cuales se describen a continuación debido a su importancia en el electroencefalograma. La mayoría de los patrones observados en señales EEG en humanos pueden ser clasificados dentro de una de las siguientes bandas o rangos de frecuencias:

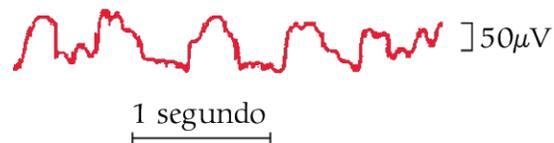
**Figura 4.16** Categorías del EEG



### Ondas Delta (<4 Hz)

Los ritmos delta son ondas lentas preponderantes en etapas de sueño profundo en adultos. De otra manera, sugieren la presencia de patologías.

**Figura 4.17** Registro EEG de ondas delta



## Ondas Theta (4 a 8 Hz)

Estas frecuencias aparecen en infantes normales y niños; también, en el sueño de adultos. Sólo una pequeña cantidad de ondas theta aparecen en adultos despiertos. La presencia de gran cantidad de ondas theta en adultos despiertos sugiere condiciones anormales y patológicas.

**Figura 4.18** Registro EEG de ondas theta



## Ondas Alfa (8 a 13 Hz)

Los ritmos alfa aparecen en adultos normales durante estados de relajación e inactividad mental cuando están despiertos. La amplitud del ritmo es, por lo general, menor de  $50 \mu\text{V}$ , éste aparece prominentemente en la región occipital. El ritmo alfa es bloqueado al abrir los ojos (atención visual) o al realizar otros esfuerzos mentales, como pensar.

**Figura 4.19** Registro EEG de ondas alfa



## Ondas Beta (14 a 30 Hz)

Este ritmo se presenta en la región frontocentral, con menor amplitud que alfa y aumentan en estados de expectativa y tensión.

**Figura 4.20** Registro EEG de ondas beta



## Gamma (>30 Hz)

Los ritmos gamma tienen altas frecuencias y, por lo general, no representan fenómenos de naturaleza clínica, sino más bien, psicofisiológica. Usualmente son descartan del registro electroencefalográfico clínico convencional.

# ELECTROGASTROGRAMA

La electrogastrografía es una técnica no invasiva para grabar la actividad eléctrica del estómago usando electrodos de superficie posicionados en la superficie cutánea del área epigástrica. Las grabaciones cutáneas obtenidas mediante esta técnica se llama electrogastrograma (EGG). Debido a la naturaleza no invasiva y a avances recientes en las técnicas EGG y al análisis computarizado, el EGG se ha convertido en un recurso atractivo para estudiar la electrofisiología del estómago y patofisiologías de trastornos gástricos; y es actualmente se utiliza en investigación y en el campo clínico.

Aunque actualmente hay paquetes computacionales comerciales, muchos centros utilizan equipo hecho en casa, ya que las interpretaciones de frecuencias específicas y amplitudes son todavía debatidas y la utilidad clínica del EGG está en investigación. Por eso, existen necesidades específicas para mejorar la definición de un rango de frecuencias normal del EGG y disarritmias, así como la estandarización de las grabaciones EGG y métodos analíticos avanzados para extraer e interpretar los parámetros cuantitativos del EGG. Algunos estudios también son necesarios para determinar el uso de esta técnica en el campo clínico. En esta sección se presentan algunas bases de electrofisiología del estómago y la metodología de medición de un EGG.

## Repaso histórico de la EGG

La electrogastrografía fue realizada por primera vez y reportada por el gastroenterólogo Walter Álvarez en 1921. El 14 de octubre de 1921, grabó el primer de EGG humano colocando dos electrodos en la superficie abdominal de una pequeña mujer y los conectó a un galvanómetro sensible de tiras. Se grabó un EGG quasisinusoidal con una frecuencia de tres ciclos por minuto. Fue descrito que la pared abdominal era tan delgada que su peristalsis gástrica era fácilmente visible. Álvarez no hizo ninguna otra publicación sobre EGG, quizá por falta de equipo apropiado.

El segundo investigador que descubrió el EGG fue Harrison Tumpeer, un pediatra que, tal vez, realizó el primer EGG en niños. Reportó el uso de canales limbares para grabar el EGG de un niño de cinco semanas de edad que sufría estenosis pilórica y observó el EGG considerándolo como un electrocardiograma con una línea de base apenas cambiante.

Pasaron 30 años para que el EGG fuera recuperado por R. C. Davis, psicofisiólogo, en 1955. Davis publicó dos trabajos sobre la validación del EGG usando grabaciones simultáneas de electrodos con agujas. Aunque logro solamente un modesto avance en la investigación del EGG, estos trabajos han estimulado a otros investigadores para continuar investigando.

Stevens y Worrall fueron, quizá, los primeros que aplicaron un análisis espectral en el EGG. Obtuvieron grabaciones simultáneas de un sensor de tensión en la pared del estómago en gatos para validar el EGG. No sólo compararon las frecuencias grabadas de los sitios de la manera tradicional, sino que también usaron papel de alta velocidad en

su polígrafo, y digitalizaron sus grabaciones a mano, una vez por segundo y, después, analizaron la información del EGG utilizando la transformada de Fourier.

En 1975, varios investigadores en Inglaterra publicaron estudios de análisis de frecuencia en la señal del EGG e hicieron numerosos avances en las técnicas para analizar las señales, incluyendo la transformada de Fourier rápida, filtraje de bloqueo de fase y modelado autorregresivo. En algunos de sus estudios compararon las señales EGG con grabaciones intragástricas de presión y reportaron descubrimientos similares a los de Nelson y Kohatsu. Encontraron que no había correlación 1:1 entre el EGG y las contracciones. El EGG podría usarse para determinar la frecuencia de las contracciones, pero no para determinar cuándo ocurrieran las contracciones.

Al mismo tiempo, Smout y colaboradores de la universidad Erasmus, en Rotterdam, Holanda, realizaron estudios de validación de EGG, e hicieron contribuciones en el área del análisis de la señal. Fueron los primeros que mostraron que las amplitudes del EGG se incrementaban cuando las contracciones ocurrían. En 1985, el Dr. Coach y el Dr. Term reportaron su primer estudio sobre grabaciones simultáneas EGG y flouroscoopia. Ellos observaron la correspondencia entre ondas EGG y contracciones antrales durante grabaciones simultáneas EGG-flouroscópicas.

Un análisis espectral utilizando la FFT (Transformada rápida de Fourier) fue introducido por Van der Schee y Grashus en 1987, el cual lo usaron después algunos otros; todavía se usa en la mayoría de los laboratorios. Para evitar el efecto de promedio introducido por el procesamiento en bloques de la FT, Chen et al. desarrolló una técnica moderna de análisis espectral basada en el modelo adaptativo autorregresivo de promedio dinámico. Este método alcanza mayor resolución de frecuencia e información más precisa sobre las variaciones de frecuencia de la actividad gastroeléctrica. Es útil para detectar episodios disrítmicos de la actividad gastroeléctrica con duraciones cortas.

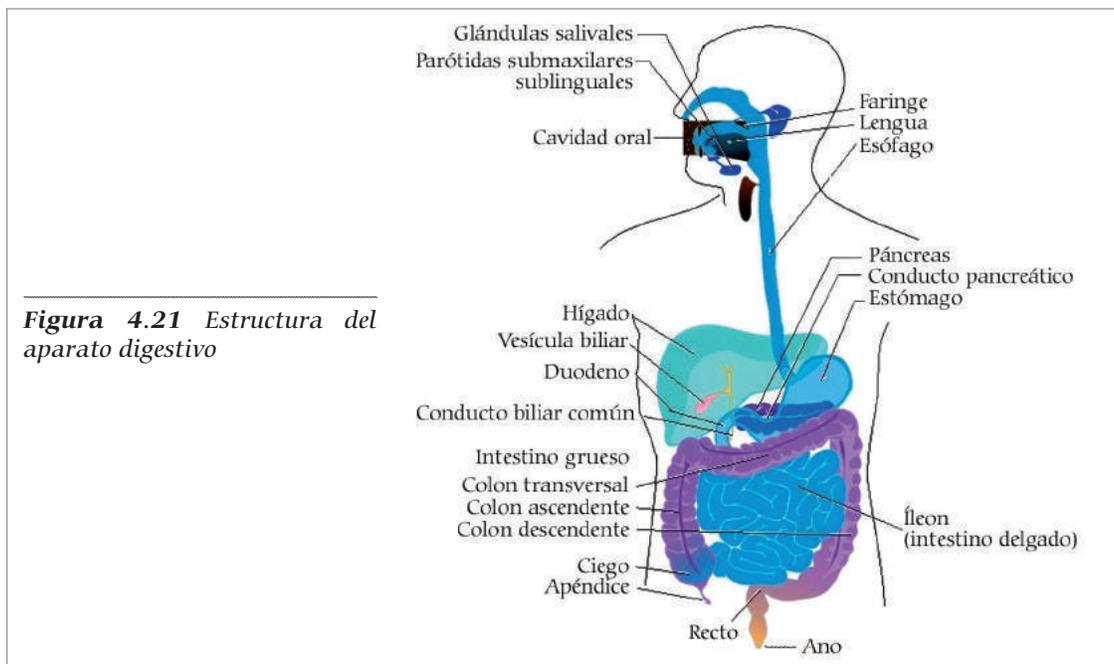
En 1962, Sobakin realizó EGG en 164 pacientes y 64 controles saludables y reportó que las úlceras no cambian las señales en el EGG, pero la estenosis pilórica produjo amplitudes dobles y el cáncer de estómago una ruptura de ritmo normal de tres ciclos por minuto. Tal vez, ésta fue la primera aplicación de uso clínico a gran escala del EGG. En las últimas dos décadas, Romero realizó estudios que reporta el uso clínico del EGG que incluye la compresión que hay de la relación entre el EGG y la motilidad gástrica, la actividad mioeléctrica gástrica en embarazadas, la actividad mioeléctrica gástrica en diabetes y en pacientes gastroparéticos, la actividad mioeléctrica gástrica en pacientes con dispepsia y la predicción del retraso de vacío gástrico utilizando el EGG.

El Dr. Carles escribió (2000) que la historia del EGG puede ser descrita de la siguiente manera: un largo periodo de incubación y una reciente explosión. Queda fuera del alcance de este libro tratar cada aspecto o de los estudios del EGG. Para más información los lectores deben referirse a otros artículos y publicaciones, algunos de éstos indicados en la bibliografía de este libro.

## Electrofisiología del estómago

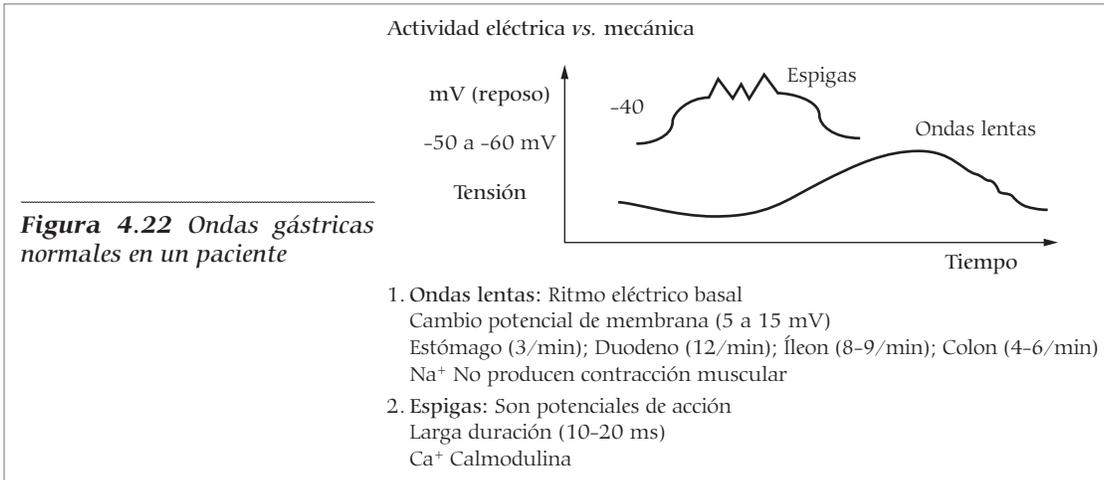
### Actividad normal mioeléctrica gástrica

A través del tracto gastrointestinal hay actividad mioeléctrica (el tracto gastrointestinal superior consiste en: boca, faringe, esófago y estómago; el tracto intestinal inferior incluye intestino y ano. Intestino delgado, el cual tiene tres partes: duodeno, yeyuno, íleon. Intestino grueso: ciego, colon, recto y ano) estudios *in vitro* utilizando tiras suaves del músculo del estómago han revelado actividad mioeléctrica gástrica independiente (GMA) de diferentes regiones del estómago. Los componentes de más alta frecuencia de la actividad mioeléctrica gástrica fueron grabados en el *corpus*, y los componentes de frecuencia más bajos en el antro. Sin embargo, estudios *in vivo* demostraron una frecuencia uniforme en el estómago completo en condiciones saludables, porque la actividad mioeléctrica en el *corpus* con los componentes altos de frecuencia controla el resto del estómago dentro de esos componentes de frecuencia.



**Figura 4.21** Estructura del aparato digestivo

La actividad mioeléctrica gástrica está formada por ondas lentas y potenciales pico. Las ondas lentas, también llamadas potenciales marcapasos, o control de actividad eléctrica. Los potenciales pico son también llamados potenciales de acción o actividad de respuesta eléctrica. Se cree que las ondas lentas se originan desde los músculos del estómago suaves, algunos estudios electrofisiológicos recientes *in vitro* sugieren que las células intersticiales de Cajal (ICC) son responsables de la generación y propagación de las ondas lentas. La frecuencia de las ondas lentas normales son especie-dependientes, siguen en promedio 3 cpm (ciclos por minuto) en humanos y 5 cpm en perros, con pequeñas variaciones. La onda lenta es conocida porque determina la frecuencia máxima y la propagación de las contracciones gástricas. La figura 4.22 presenta un ejemplo de ondas lentas gástricas normales en un paciente.



Los potenciales pico son conocidos por estar directamente asociados con las contracciones gástricas, es decir, que las contracciones gástricas ocurren cuando la onda lenta está superpuesta con los potenciales pico. Es importante señalar que estudios gástricos *in vivo* han fracasado al tratar de revelar una correlación 1:1 entre los potenciales pico medidos desde electrodos y contracciones gástricas medidas de sensores de tensión, aunque dicha relación no existe en el intestino pequeño. En el estómago, no es poco común grabar contracciones gástricas con ausencia de potenciales pico en la grabación eléctrica. Algunas otras formas de actividad superpuesta se han observado en grabaciones eléctricas en presencia de contracciones gástricas.

## GMA Anormal: Disritmia gástrica y acoplamiento

La actividad mioeléctrica gástrica puede mostrarse anormal en estados de enfermedad o en estimulaciones provocativas o inclusive espontáneas. La actividad mioeléctrica gástrica anormal incluye disritmia gástrica y la falta de acoplamiento electromecánico. En las disritmias gástricas se incluye la bradigastría, taquigastría y arritmia. Numerosos estudios han mostrado que la disritmia gástrica está asociada con un trastorno gástrico motor, y/o síntomas gastrointestinales.

Algunos estudios han revelado que la taquigastría es ectópica y de origen antral. En más de 80% de los casos, la taquigastría está localizada en el antro y se propaga de manera retrógrada y gradual hacia el área marcapaso del estómago proximal. Esto puede controlar de manera completa o parcial la propagación normalmente distal de las ondas lentas. Sin embargo, no controlan por completo las ondas lentas normales gástricas. En este caso, hay dos actividades diferentes de ondas lentas: ondas lentas normales en el estómago proximal y ondas lentas taquigástricas en el estómago distal.

## Medición del EGG

La actividad mioeléctrica gástrica puede ser medida dorsal, intra-abdominal y cutánea. Las grabaciones dorsales pueden obtenerse de manera quirúrgica si se colocan electrodos en la superficie serosa del estómago. Es posible obtener grabaciones intra-abdominales si se entuba en el estómago un catéter con electrodos de grabación. La

succión se aplica para asegurar un buen contacto entre los electrodos y la pared mucosa del estómago. Los electrodos dorsales e intra-abdominales pueden grabar ondas lentas y picos puesto que estas grabaciones representan la actividad mioeléctrica de un reducido número de células suaves musculares. Estos métodos son invasivos y sus aplicaciones están limitadas en animales y en laboratorio.

El EGG es una medida cutánea de GMA que utiliza electrodos de superficie; se usa en humanos en configuraciones clínicas puesto que su no invasividad no distorsiona la actividad normal del estómago. Numerosos estudios de variación han documentado la exactitud del EGG al comparársele con grabaciones obtenidas de electrodos mucosales y serosales. La reproductibilidad del EGG se ha demostrado, sin grandes variaciones, día a día. En adultos, la edad o el género parecen no influir en el EGG.

## Equipo de grabación del EGG

El EGG debe ser amplificado puesto que se cuenta con amplitudes bajas (50-500uV). Un amplificador de EGG ideal debería ser capaz de obtener la señal gástrica y reducir interferencias y ruidos. Las frecuencias anormales de las ondas lentas gástricas pueden ser de 0.5 y hasta 9 cpm. Para grabar las ondas lentas gástricas, un rango de frecuencias apropiado es de 0.5-18 cpm. Se recomienda que una buena elección en la frecuencia de muestreo debe ser cuatro veces la máxima frecuencia de la señal de interés. Por esto, un muestreo de la señal EGG  $\geq 1$  Hz (60cpm) es una elección apropiada.

Un sistema de EGG provee grabación multicanal y análisis. Este sistema contiene una función de registro automático de impedancia y un sensor opcional de movimiento. Con el registro automático de impedancia, todos los electrodos son verificados para que tengan buen contacto eléctrico con la piel en 10 segundos. El sensor de movimiento puede grabar respiración y movimientos del paciente durante la captura de datos. Esto puede ayudar a los médicos a identificar la señal de interés del EGG y discriminar el ruido producido por los movimientos del paciente o también denominados artefactos de movimientos (respiración, ruido cardíaco y movimientos involuntarios del paciente). En la actualidad, este sistema ha sido configurado para obtener grabaciones de cuatro canales y EGG con colocación de electrodos de superficie en el abdomen del paciente.

Existen dispositivos de grabación ambulatorios también disponibles y se han usado frecuentemente en varios centros de investigación.

## Procedimientos de grabación de EGG

Debido a la naturaleza de las mediciones cutáneas, el EGG es vulnerable a los artefactos de movimiento. Una preparación adecuada antes de la grabación es fundamental para obtener información confiable.

**Preparación de la piel.** Puesto que las señales EGG son muy débiles, es importante minimizar la impedancia entre la piel y los electrodos. La superficie abdominal donde se posicionan los electrodos debe rasurarse si es necesario, limpiarse y aplicarse un abrasivo con algún gel de preparación para la piel (Ominiprep, Weaver, CO, Aurora), para

reducir así la impedancia entre los electrodos bipolares mayor a  $10k\Omega$ . El EGG podría contener múltiples artefactos de movimiento, si la piel no está limpia.

**Posición de los electrodos.** Comúnmente se usan electrodos EGG estándar para las grabaciones. Aunque no existe un estándar establecido, los electrodos activos de grabación deben posicionarse tan cerca del antrum como sea posible para obtener alta relación señal/ruido. La señal EGG puede grabarse con electrodos unipolares o bipolares, pero las grabaciones bipolares conllevan las señales con mayor relación señal/ruido. Una configuración usada con frecuencia para grabar EGG de un solo canal se logra colocando uno o dos electrodos activos en la línea media, entre el xipode y el ombligo, y el otro electrodo activo 5 cm a la izquierda del primer electrodo activo, al menos 2 cm bajo la caja torácica y la línea media clavicular. El electrodo de referencia se coloca en el margen izquierdo costal horizontal al primer electrodo activo.

**Posicionando al paciente.** Durante el estudio, el individuo debe estar en posición confortable supina o sentarse en una silla reclinable en un lugar tranquilo. Cuando sea posible la posición supina es recomendada, porque el paciente está más relajado en esta posición, por lo que introduce menos artefactos de movimiento. El paciente no debe mantener ninguna conversación y debe permanecer tan quieto como sea posible, para prevenir artefactos de movimiento.

**Duración apropiada de la grabación y prueba de comida.** Los medicamentos que podría modificar el GMA (agentes procinéticos, y antieméticos, analgésicos narcóticos, fármacos anticolinérgicos, agentes que no contengan esteroides y anti-inflamatorios) deben retirarse, por lo menos, 48 horas antes de la prueba. El EGG debe ser grabado durante 30 minutos o más (no menos de 15 min) en la etapa de ayuno durante 30 minutos o más en la etapa de alimentación. Una grabación menor a 30 minutos podría no proveer de información confiable y podría no ser atribuida repetidamente a fases diferentes de la migración del complejo motor en la etapa de ayuno.

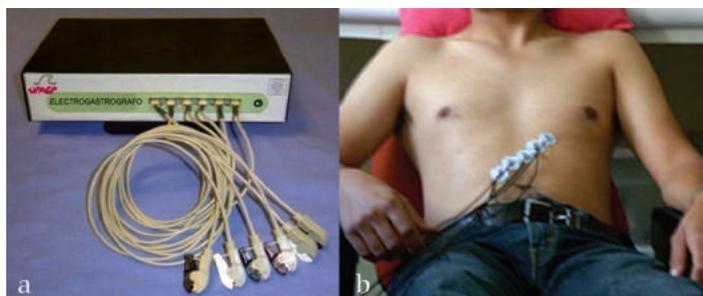
La prueba de comida contiene, por lo menos, 250 Kcal con no más de 30% de grasa. Los alimentos sólidos son recomendables, aunque pocos investigadores han usado agua como prueba de comida.

En la Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla, área de Ingeniería Biomédica, se desarrolló un Electrogastrógrafo prototipo. En las siguientes figuras se muestra el equipo, la colocación de los electrodos y las señales obtenidas.

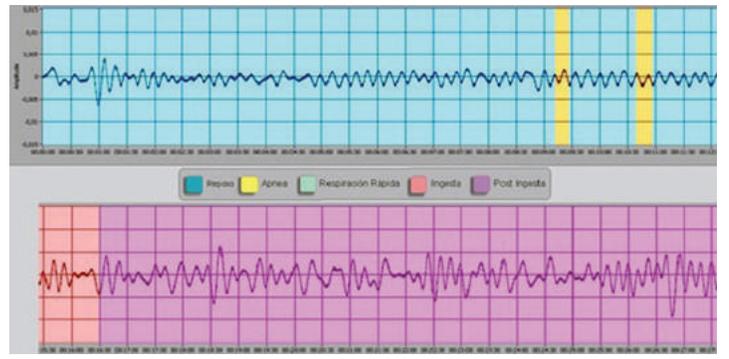
**Figura 4.23** Electrogastrógrafo desarrollado en el posgrado de Ingeniería Biomédica de la Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla, para el Hospital General "Dr. Manuel Gea González".

(a) Electrogastrógrafo

(b) Colocación de electrodos



**Figura 4.24** Respuesta de la actividad eléctrica gástrica obtenida con el electrogastrógrafo



## ELECTROMIOGRAFÍA

La electromiografía (EMG) es una técnica para evaluar y registrar la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos. El EMG se realiza utilizando un instrumento llamado electromiógrafo, que produce un registro llamado electromiograma. Un electromiógrafo detecta la energía potencial generada por las células musculares; cuando éstas son activadas de manera neural o eléctrica, las señales pueden analizarse para detectar anomalías y el nivel de activación o analizar la biomecánica del movimiento de un humano o un animal.

Los músculos esqueléticos son un tipo de músculos estriados unidos al esqueleto. Formados por células o fibras alargadas y multinucleadas que sitúan sus núcleos en la periferia. Obedecen a la organización de proteínas de actina y miosina y que le confieren la estriación que se ve en el microscopio. Se usan para facilitar el movimiento y mantener la unión hueso-articulación a través de su contracción. Son, por lo general, de contracción voluntaria (mediante inervación nerviosa), aunque pueden contraerse de manera involuntaria. El cuerpo humano está formado de 40% de este tipo de músculo y 10% de músculo cardíaco y visceral.

La fuente eléctrica es el potencial de la membrana muscular de más o menos  $-90$  mV, mide los rangos potenciales de EMG de menores a mayores entre  $50 \mu\text{V}$  hasta  $20$  o  $30$  mV, dependiendo del músculo en observación. El rango típico de repetición de una unidad motora muscular es de alrededor  $7\text{--}20$  Hz dependiendo del tamaño del músculo. El daño a las unidades esperadas puede ser entre rangos de  $450$  y  $780$  mV.

**Figura 4.25** Imagen del músculo esquelético



## Perspectiva histórica

El primer material en que aparece el EMG fue en el de trabajo de Francesco Redi (1666). Redi descubrió un músculo muy especializado en la mantarraya eléctrica que generaba electricidad. En 1773, Walsh demostró que el tejido muscular de la mantarraya eléctrica tenía la capacidad de generar una chispa de electricidad. En 1792, en una publicación titulada *De Viribus Electricitatis in Motu Musculari Commentarius*, escrita por Luigi Galvani, el autor demostró que la electricidad podía iniciar contracciones musculares. Seis décadas después, en 1849, Dubois-Raymond descubrió que era también posible llevar un registro de la actividad eléctrica durante la actividad de la contracción muscular.

El primer registro lo hizo Marey (1890), quien, además, introdujo el término electromiografía. En 1922, Gasser y Erlanger usaron un osciloscopio para mostrar las señales eléctricas de los músculos. Entre 1930 y 1950 los científicos comenzaron a utilizar electrodos mejorados y más sofisticados para los estudios musculares. El uso clínico del EMG para el tratamiento más específico, comenzó en la década de 1960. Hardyck y sus colaboradores fueron los primeros (1966) practicantes en usar el EMG. A principio de la década de 1980, Cram y Steger introdujeron un método clínico para escanear una variedad de músculos usando un dispositivo EMG.

No fue, sino hasta mediados de la década de 1980, cuando se integraron las técnicas de los electrodos, las cuales tenían un nivel tecnológico suficiente para la producción de instrumentación pequeña y de bajo peso y, así mismo, amplificadores que permitían avances en campos como los de la medicina o la biomecánica. En la actualidad, existe en el mercado un gran número de amplificadores. La electromiografía se ha utilizado ampliamente para el registro de músculos superficiales en protocolos clínicos o kinesiólogos, donde los electrodos intramusculares se utilizan para investigar músculos profundos o localizar actividad muscular.

Existen aplicaciones para uso de la EMG; se utiliza en clínica para diagnosticar problemas neuronales o neuromusculares. Se utiliza también en muchos tipos de laboratorios de investigación, incluyendo los que están en el campo de la biomecánica, para análisis del control motriz, fisiología neuromuscular, alteraciones de movimiento, control postural, terapia física.

## Mediciones de EMG

Existen dos métodos para utilizar el EMG; uno es superficial, y el otro intramuscular. Para realizar un EMG intramuscular se usa una aguja electrodo y se inserta a través de la piel hasta que entra al tejido muscular. Un profesional entrenado, como un neurólogo, fisiatra, o terapeuta físico, observa la actividad eléctrica al insertar el electrodo. Cuando se va insertando el electrodo aporta información valiosa en cuanto a la actividad muscular, como al nervio que inerva ese músculo.

Los músculos, cuando están en reposo, muestran señales normales eléctricas, cuando el electrodo se inserta, por tanto, la actividad eléctrica se estudia cuando el músculo

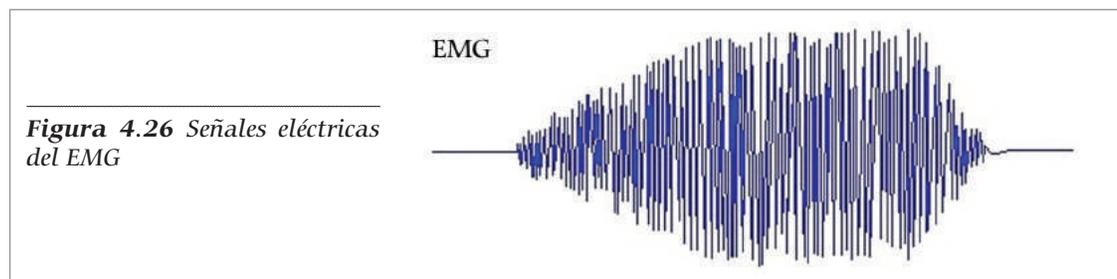
está en reposo. La actividad anormal espontánea indica un daño en el nervio o en el músculo. Después, se le pide al paciente que contraiga el músculo con suavidad para poder realizar un análisis con más profundidad. El tamaño, frecuencia y forma resultante de la unidad potencial motora se analizan. En seguida, el electrodo se retira unos cuantos milímetros e inserta de nuevo para analizar la actividad, la cual debe tener unidades, por lo menos, entre 10–20. Cada trazo del electrodo da una imagen muy local de la actividad del músculo completo. Debido a que el músculo esquelético difiere en su estructura interna, el electrodo debe ponerse en varios lugares para obtener resultados confiables de estudio.

El método intramuscular EMG puede ser considerado demasiado invasivo o innecesario en algunos casos. En su lugar, el método superficial emplea una superficie en la cual el electrodo se puede utilizar para controlar la imagen general de la activación muscular, a diferencia de la actividad de sólo unas pocas fibras como se observa al utilizar un EMG intramuscular. Esta técnica se utiliza en una serie de ajustes, por ejemplo, en fisioterapia, la activación muscular se controlará mediante EMG superficial y los pacientes tienen un estímulo auditivo o visual para ayudarles a saber cuándo se está activando el músculo (biorretroalimentación).

Una unidad motora se define como una neurona-motor y todas las fibras musculares que inerva. Cuando una unidad motora se activa, el impulso llamado potencial de acción se desplaza de la neurona motora hacia el músculo. El área donde el nervio hace contacto con el músculo se llama unión neuromuscular.

Después que el potencial de acción se transmite a través de la unión neuromuscular, se obtiene un potencial en todas las fibras musculares inervadas por la unidad motora particular. La suma de todo esta actividad eléctrica se conoce como un potencial motor de la acción de la unidad (MUAP). La actividad electrofisiológica de las múltiples unidades motoras es la señal que se evalúa durante un EMG. La composición de la unidad motora, el número de fibras musculares por unidad motora, el tipo metabólico de las fibras musculares, y muchos otros factores, afectan la forma de los potenciales de unidad motora en el miograma.

Para algunos pacientes el procedimiento es doloroso, otros experimentan ligera molestia cuando se inserta la aguja. Los músculos a los cuales se les realiza el procedimiento pueden quedar adoloridos por uno o dos días después del procedimiento.



**Figura 4.27** Señales eléctricas del EMG integrado que corresponde a la suma del área comprendida bajo las ondas en cada unidad de tiempo, y que es aproximadamente proporcional a la fuerza desarrollada por el músculo

EMG integrado



## Descomposición de la señal de EMG

Las señales del EMG se conforman de los potenciales de acción de las unidades motoras superpuestas. La medición de la señales del EMG pueden ser descompuestas en los potenciales de acción de las unidades motoras (MUAP's) constituyentes. Los MUAP de diferentes unidades motoras pueden tener distintas formas, en tanto que los MUAP registrados por el mismo electrodo de la unidad motora, son similares. La forma y el tamaño del MUAP dependen de manera notable del lugar donde se localice el electrodo con respecto a las fibras.

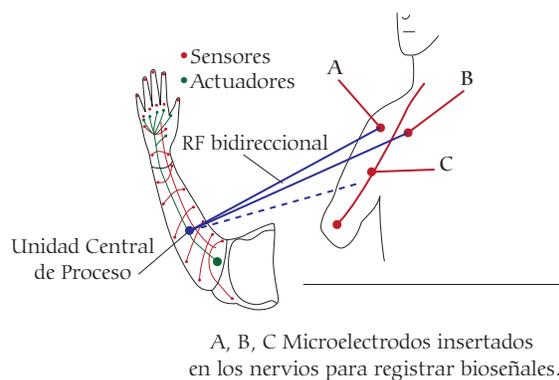
Las señales mioeléctricas o señales cerebrales pueden emplearse, por ejemplo, para activar prótesis de miembros superiores.

Mecanismos artificiales para activar órganos del cuerpo humano:

- Marcapaso cardiaco
- Marcapaso diafragmático
- Marcapaso cerebral para el mal de Parkinson
- Control de esfínteres (lesionados medulares), para defecar, orinar y erección
- Implante coclear
- Marcapaso gástrico

Las señales externas (acústicas y luminosas) pueden emplearse, por ejemplo, para activar órganos con deficiencia.

**Figura 4.28** Diseño conceptual de prótesis de miembros superiores activadas por bioseñales mioeléctricas obtenidas de los nervios



**Figura 4.29** Ejemplo de prótesis de miembros superiores activadas por bioseñales mioeléctricas obtenidas de los nervios. (b) Prototipo de prótesis desarrollada y fabricada en el centro de rehabilitación del DIF Puebla (CREE-DIF Puebla); de 1993 a 2000 se colocaron más de noventa prótesis de miembro superior con tecnología mexicana



## CONCLUSIONES

La detección, medición e interpretación de las bioseñales es esencial para el área médica en el estudio y tratamiento de enfermedades. Existe gran variedad de instrumentos desarrollados para estos fines. Para concluir este capítulo, también se destaca la labor realizada en México para el desarrollo de este tipo de instrumentación. Un ejemplo de esto es la Unidad de Cuidados Intensivos (figura 4.30), que se diseñó, desarrolló y construyó en el CINVESTAV-IPN, en la década de 1970.

**Figura 4.30** Consola de Control de Cuidados Intensivos diseñada y construida entre 1974 y 1976 por investigadores del Departamento de Farmacología y Toxicología, sección Bioelectrónica del CINVESTAV-IPN del Instituto Politécnico Nacional



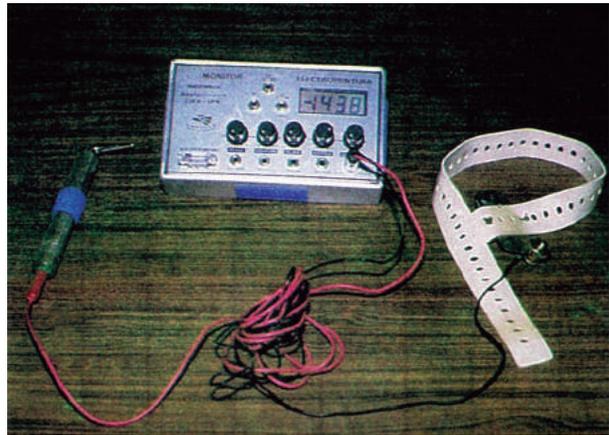
**Figura 4.31** Dr. Joaquín Remolina López<sup>†</sup>, nació en México el 9 de mayo de 1927. Médico fisiólogo mexicano, fundador de la bioelectrónica en México y primer diseñador y constructor de una unidad de cuidados intensivos con estudiantes del posgrado de bioelectrónica del CINVESTAV-IPN; también diseñó y construyó decenas de instrumentos para medicina; falleció en noviembre de 2001



## RECUADRO 4.1: INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA MEXICANA EN EL ESPACIO EXTERIOR

El Dr. Joaquín Remolina diseñó y construyó un Electroestimulador (Electroacupuntura) para experimentos realizados en el transbordador espacial Columbia, enero 11 de 1985.

**Figura 4.32** Primer electroestimulador espacial mexicano



**Figura 4.33** Dr. Rodolfo Neri Vela. Primer astronauta mexicano, tomando lecturas del aparato mexicano de electroacupuntura, a bordo del transbordador espacial Columbia



## RECUADRO 4.2: PRIMER TRASPLANTE DE BRAZOS REALIZADO EN MÉXICO

En el mundo se han realizado 21 trasplantes de extremidades superiores bilaterales (los dos brazos). En México, médicos del Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición (INCMN) Salvador Zubirán efectuaron el número 22, el primero en América Latina, por el cual Gabriel Granados recuperó la posibilidad de volver a ser independiente y reincorporarse a la actividad productiva. El procedimiento quirúrgico fue realizado por el Dr. Martín Iglesias Morales, jefe del Servicio de Cirugía Plástica del INCMN. La cirugía duró 17 horas y participaron 19 médicos y enfermeras. El paciente puede lograr 75 a 95% de movilidad y funcionalidad.

**Figura 4.34** Primer paciente en México al que se le realizó trasplante de extremidades superiores. México 2012



**Figura 4.35** Dr. Martín Iglesias Morales, jefe del Servicio de Cirugía Plástica del INCMN y responsable de realizar el primer trasplante de extremidades superiores en México



## Referencias Bibliográficas

1. Webster JG. *Minimal invasive medical technology*. Londres: IOP, 2001; 26-8.
2. Martínez J y García X. *Fisiología. Células, órganos y sistemas*. México: Fondo de Cultura Económica, 1998.
3. Ramón FJ, Hernández-Falcón. *El potencial de acción, historia de su descubrimiento y estudio*. División de Posgrado e Investigación y Departamento de Fisiología, Facultad de Medicina, UNAM.
4. Gedeon A. *Science and Technology in Medicine*. Springer, 2006; 112.
5. Malmivuo J, Plonsey R. *Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. I: 1-193.
6. Guyton Hall. *Tratado de Fisiología Médica*. 10ª Ed, McGraw-Hill.
7. Collins FS. *El Lenguaje de Dios*. Editorial Planeta Mexicano, 2007.
8. Del Aguila C. *Electromedicina*. Ed Hasa.
9. Webster JG. *Medical Instrumentation. Application and design*. 3ª Ed. John Wiley & Sons, INC, 1998.
10. Friesen GM, Jannett TC, Jadallah MA, Yates SL, et al. *A Comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS Detection Algorithms*, IEEE Trans Biomed Eng 1990; 37(1) 85-98.
11. Tompkins WJ. *Biomedical Digital Signal Processing: C-Language Examples and Laboratory Experiments for the IBM PC*. Ed Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall. 1993.
12. Afonso VX, Tompkins WJ, Nguyen TQ and Luo S. *ECG Beat Detection Using Filter Banks*. IEEE Trans Biomed Eng 1999; 46(2): 192-202.
13. Kohama T, Nakamura S and Hocino H. *An Efficient R-R Interval Detection for ECG Monitoring System*, IEICE Trans. Inf. & Syst 1999; vol. E82-D, 10: 1425-32.
14. Kadambe S, Murray R and Faye Boudreaux-Bartels G, *Wavelet Transform-Based QRS Complex Detector*, IEEE Trans Biomed Eng 1999; 46(7): 838-48, 1999.
15. Hamilton PS and Tompkins WJ. *Adaptive Matched Filtering for QRS Detection*, 10th Ann. Int. Conf. of the IEEE EMBS 1988; 147-8.
16. Lee J, Jeong K, Yoon J, Lee M. *A Simple Real-Time QRS Detection Algorithm*, 18th Ann. Int. Conf. of the IEEE EMBS 1966; 1396-98.
17. Pan J and Tompkins WJ. *A Real Time QRS Detection*, IEEE Trans. Biomed. Eng 1985; BME-32: 230-6.
18. Zhou DD. *Implantable Neural Prostheses 2. Techniques and Engineering Approaches*. Ed Springer 2009.
19. Pedroza Meléndez A. *Manos biónicas: la reconstrucción del hombre*, México: Habilitas, Sep 2001; 10: 5.
20. Reyes Lazalde A, Méndez L, Moreno A, Rodríguez F. *Diseño y construcción de instrumental electromédico*. Ciencia y Desarrollo, mayo-jun 1984; 56: 52-63.
21. Bermúdez G. *La corte de los milagros en Puebla: prótesis de mano, laringes electrónicas, marcapasos cardiacos*. Inf Cient y Tecnológ 1985; 7(108): 32-6, 1985.
22. Neri Vela R. *México en el Espacio*, 2010.

# Dispositivos artificiales como auxiliares en funciones fisiológicas

---

El cuerpo humano, como cualquier otra forma de vida, tiene una función biológica fundamental: reproducirse y asegurar la supervivencia. Los seres humanos iniciamos la vida como un solo óvulo recién fecundado que contiene, como toda célula, un núcleo y todas las instrucciones necesarias para su futuro crecimiento y desarrollo. Para facilitar su estudio el cuerpo humano se divide en sistemas: óseo, muscular, cardiovascular, nervioso, endocrino, inmunológico, respiratorio, digestivo, urinario y reproductor, etcétera.

El sistema óseo tiene una dinámica a nivel molecular en constante movimiento a nivel de intercambio iónico (en 1982 el Departamento de Semiconductores de la BUAP diseñó y construyó un estimulador óseo para el crecimiento de callo óseo).

Aunque los huesos exhibidos en un museo se ven secos y rígidos, los vivos son húmedos y con intensa actividad de intercambio iónico. Gracias al desarrollo de la biomecánica y de nuevos materiales, ha sido posible diseñar y construir prótesis para sustituir elementos óseos del cuerpo humano (rodillas, cabeza de fémur, placa craneana, etc.), así como también ayudar a la biomecánica del funcionamiento del sistema óseo (clavos, tornillos, placas, etc.). Desde hace mucho tiempo los odontólogos han realizado implantes artificiales de dispositivos dentales según las necesidades del paciente.

El sistema muscular representa el volumen más importante del cuerpo. Se divide en tres tipos: esquelético, involuntario y cardíaco. Los músculos de los tres tipos tienen la capacidad para extenderse, contraerse, ser excitados por un estímulo y recuperar su forma y tamaño originales. El aprovechamiento de las señales que generan los músculos, por ejemplo, los potenciales mioeléctricos, sirven para activar dispositivos electro-mecánicos, por ejemplo, prótesis mioeléctricas de extremidades superiores.

En el sistema cardiovascular la sangre es bombeada fuera del corazón a través de tubos duros y elásticos llamados arterias. El corazón es un potente músculo que funciona

como dos bombas coordinadas que envían sangre a todo el cuerpo. Un corazón normal late de 60 a 100 veces por minuto, aunque esa velocidad aumenta durante el ejercicio o el estrés. Si el ritmo se hace errático o la velocidad es demasiado lenta o rápida, el estado se conoce como arritmia. Cuando hay problemas cardiovasculares es necesario recurrir, en ocasiones, a dispositivos artificiales como los marcapasos cardiacos.

Gracias a la microelectrónica se ha podido desarrollar marcapasos cada vez más seguros y precisos. Un marcapaso es un dispositivo electrónico que envía al corazón impulsos eléctricos controlados para que se contraiga con regularidad; funciona con baterías. En la sección 5.1.3 se comenta más a detalle el marcapaso cardiaco.

El sistema nervioso permanece vivo con miles de señales eléctricas y químicas. El envío incesante de señales es el resultado de la actividad de las neuronas o células nerviosas y de sus fibras filamentosas de largo alcance. Las neuronas forman el cerebro y la médula espinal, llamados sistema nervioso central (SNC). Las neuronas también forman los nervios periféricos que conectan al sistema nervioso central con el resto del cuerpo. La mayoría de las señales enviadas por los nervios circula de manera inconsciente; de eso depende que el cuerpo humano se mantenga seguro y funcione de manera adecuada. Hay dispositivos artificiales que aprovechan el sistema nervioso para que funcionen algunos órganos deteriorados, como, los ojos o el control de incontinencia urinaria o fecal.

El sistema endocrino, también llamado sistema de glándulas de secreción interna, es un conjunto de órganos que actúa como red de comunicación celular, la cual responde a los estímulos al liberar hormonas; es el encargado de diversas funciones metabólicas del organismo, las hormonas son liberadas al torrente sanguíneo y regulan las funciones del cuerpo. El sistema endocrino es un sistema de señales similar al del sistema nervioso, pero en este caso, en lugar de utilizar impulsos eléctricos a distancia, funciona mediante sustancias (señales químicas). Las hormonas regulan muchas funciones en los organismos, incluyendo, entre otras, estado de ánimo, crecimiento, función de los tejidos y el metabolismo.

La diabetes es una enfermedad muy común en México; en la actualidad existen dispositivos artificiales para regular esta patología, utilizando una bomba de insulina.

- La bomba de insulina o bomba de infusión continua de insulina, es un producto sanitario que permite administrar insulina de manera continua al organismo mediante un catéter. Ofrece mayor autonomía a la persona con diabetes, puesto que no debe estar sujeto a los estrictos horarios que se debe respetar con las insulinas cotidianas, sin que por ello se altere su control de glucosa en sangre si éste ya es bueno o mejorándolo de manera notable en caso que no sea el óptimo.
- Según estudios científicos, el riesgo de hipoglucemias disminuye hasta en 70%.

El sistema inmunológico es el conjunto de estructuras y procesos biológicos en el interior de un organismo que lo protege contra enfermedades al identificar y destruir células patógenas y cancerosas. Detecta amplia variedad de agentes, desde virus hasta

parásitos intestinales, y necesita distinguirlos de las propias células y tejidos sanos del organismo para funcionar de manera correcta.

El sistema inmunológico está constituido por: linfocitos, leucocitos, anticuerpos, células T, citoquinas, macrófagos, neutrófilos, entre otros componentes que ayudan a su funcionamiento. La detección es complicada porque los patógenos pueden evolucionar de manera rápida y producir adaptaciones que evitan el sistema inmunitario y permiten a los patógenos infectar a sus huéspedes.

El sistema respiratorio es el encargado de captar oxígeno ( $O_2$ ) y eliminar el dióxido de carbono ( $CO_2$ ) procedente del metabolismo celular. El aparato respiratorio en general incluye tubos, como los bronquios, las fosas nasales usadas para cargar aire en los pulmones, donde ocurre el intercambio gaseoso. El diafragma, como todo músculo, puede contraerse y relajarse. En la inhalación se contrae y se allana y la cavidad torácica se amplía. Esta contracción crea un vacío que succiona el aire hacia los pulmones. En la exhalación, el diafragma se relaja y retoma su forma de domo y el aire es expulsado por los pulmones.

Después del corazón, los pulmones son los órganos que mantienen mayor velocidad de trabajo; se expanden y se contraen entre doce y ochenta veces por minuto para suministrar al cuerpo el oxígeno que necesita y, no menos importante, para expeler el anhídrido carbónico.

En la actualidad, algunos pacientes que padecen insuficiencia respiratoria usan marcapaso diafragmático. Es un soporte respiratorio que puede usarse para facilitar la sustitución del respirador volumétrico en pacientes con lesión medular cervical y parálisis diafragmática, mediante su comparación con el respirador volumétrico tradicional. Estos marcapaso diafragmáticos están contruidos a base de dispositivos microelectrónicos.

El sistema digestivo está formado por grupos de órganos: el tracto gastrointestinal (GI) y los órganos digestivos accesorios.

El tracto gastrointestinal, o tubo digestivo, es un tubo continuo que va desde la boca hasta el ano. Entre los órganos del tracto gastrointestinal se incluye: la boca, gran parte de la faringe, el esófago, el intestino delgado y el intestino grueso. Entre los órganos digestivos accesorios están: dientes, lengua, glándulas salivales, hígado, vesícula biliar y páncreas. Los dientes ayudan a la degradación física de los alimentos, y la lengua participa en la masticación y la deglución. Los otros órganos digestivos accesorios nunca entran en contacto directo con los alimentos, sino que producen y almacenan sustancias que pasan al tracto GI a través de conductos; estas secreciones contribuyen a la degradación química de los alimentos.

Básicamente, el aparato digestivo realiza seis procesos: Ingestión, Secreción, Mezcla y propulsión (motilidad), Digestión, Absorción y Defecación.

La gastroenterología estudia la estructura, la función del estómago y del intestino, así como el diagnóstico y el tratamiento de sus enfermedades.

El sistema urinario está constituido por: riñones, uréteres, vejiga y uretra (se verá anatomía en el punto 5.1.6). Después que los riñones filtran el plasma sanguíneo, devuelven la mayor parte del agua y los solutos al torrente sanguíneo. El agua y los solutos restantes constituyen la orina, que pasa por los uréteres y se almacena en la vejiga urinaria hasta que se vacía. Algunas patologías causan incontinencia urinaria; sin embargo, también ya se han desarrollado dispositivos bioelectrónicos para estimular puntos específicos (esfínteres) que ayudan a contrarrestar estas patologías.

Es importante destacar que algunos órganos del sistema urinario (vejiga y uretra) se encuentran en el sistema reproductor (masculino y femenino). Sistemas esenciales para la reproducción sexual, pues es el proceso mediante el cual los organismos producen descendencia.

## **LA MICROELECTRÓNICA EN EL DESARROLLO DE DISPOSITIVOS ARTIFICIALES PARA APLICACIONES BIOMÉDICAS**

En los primeros años de la década de 1950 comenzó a desarrollarse la microelectrónica como resultado de la aparición del transistor en 1948. Sin embargo, la microelectrónica sólo fue utilizada por el público en general hasta la década de 1970, cuando los progresos en la tecnología de semiconductores, atribuible en parte a la intensidad de las investigaciones asociadas con la exploración del espacio llevó al desarrollo del circuito integrado. El mayor potencial de esta tecnología se encontró en las comunicaciones, en particular en satélites, cámaras de televisión y en la telefonía, aunque más tarde la microelectrónica se desarrolló con mayor rapidez en otros productos.

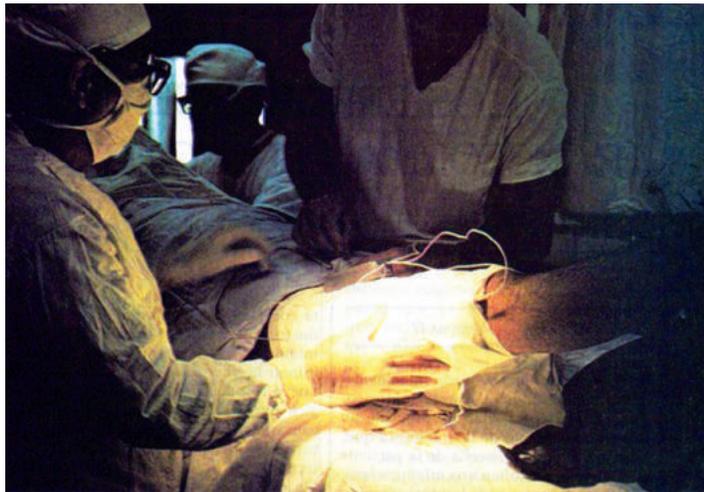
El continuo progreso alcanzado en microelectrónica durante los últimos 30 años ha producido cambios fundamentales en la manera de pensar y fabricar sistemas electrónicos. Esto ha sido posible gracias a la introducción de la tecnología planar de silicio y la fabricación de circuitos integrados. En la actualidad se fabrican microprocesadores y memorias de alta densidad de integración para aplicaciones diversas. Este espectacular crecimiento ha permitido usar productos microelectrónicos en amplia variedad de aplicaciones. Los campos de mayor expansión en las próximas décadas para la microelectrónica se prevén en el control de procesos industriales, control y monitorización medioambiental, sistemas avanzados de automoción, robótica, biomedicina y ciencias de la salud, etcétera.

El desarrollo tecnológico de sistemas y dispositivos no ha avanzado a la par de los postulados teóricos y no ha sido sino hasta ahora, ya entrado el siglo XXI, que empiezan a vislumbrarse algunas aplicaciones futuras. En estos últimos años se ha iniciado una nueva era para la bioelectrónica de la mano de nuevos conceptos, mucho más “realistas”, y nuevos materiales que facilitan la integración entre las particulares condiciones de la electrónica con las de la biología. La idea de biocompatibilidad, interrumpida tras

los primeros éxitos del marcapaso cardíaco y el implante coclear, en los lejanos años de 1950, parece ser la clave del cambio de escenario.

La microelectrónica y la medicina trabajan a la par en el desarrollo de muchas especialidades médicas. En particular, la cirugía es un campo especial para estos conocimientos y, día con día, hay avances gracias a la investigación bioelectrónica en muchos campos. Ahora es posible hacer manos "biónicas", marcapasos, estimuladores de callo óseo y diversos aparatos electrónicos para mejorar o restablecer la salud perdida. Nuevos materiales microelectrónicos ofrecen la posibilidad de mejorar equipos o instrumentos para enfermos discapacitados y las diferentes imagenologías, como especialidad, son el mejor ejemplo para entender cómo la cooperación médica, electrónica y de la ingeniería de computación, pueden resolver problemas médicos diversos.

**Figura 5.1** Estimulador óseo

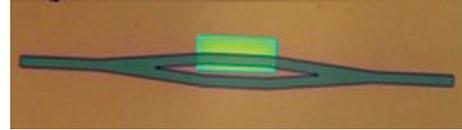


En 1982 el Dr. Alfonso Domínguez Barranco<sup>†</sup> (Emérito de la Academia Mexicana de Cirugía) utilizó con éxito en el Hospital Guadalupe, de Puebla, el primer estimulador óseo diseñado y fabricado en el Departamento de Semiconductores de la UAP. Este dispositivo electrónico acelera el crecimiento de tejido osteogénico para la recuperación rápida del paciente.

La tecnología de microsensores ha avanzado de manera notable gracias al desarrollo de los Sistemas Micro Electro Mecánicos (MEMS), los cuales se fabrican con técnicas y materiales utilizados en la microelectrónica.

En el posgrado de Ingeniería Biomédica de la UPAEP, se han desarrollado algunos BioMEMS; entre éstos está un microsensor óptico para medir de manera no invasiva la presión sanguínea; el proceso de fabricación fue llevado a cabo en el laboratorio de microelectrónica del INAOE. El dispositivo tiene configuración óptica interferométrica tipo Mach Zehnder, en el cual uno de los brazos se dejó fijo y el otro está apoyado en una membrana flotante de  $\text{SiO}_2$ , sobre la cual se ejerce la presión para medir, con base en la deformación mecánica que dicha sección recibe. Esta deformación se traduce en un corrimiento de fase y en una atenuación en el haz que viaja a través de esta sección.

**Figura 5.2** *Microsensor óptico para medir de forma no invasiva la presión sanguínea, desarrollado en el posgrado de Ingeniería Biomédica de la UPAEP*



## MARCAPASO CEREBRAL (SISTEMA DE ESTIMULACIÓN CEREBRAL PROFUNDA O NEUROMODULADOR)

Desde hace mucho tiempo se conoce la enfermedad de Parkinson, en la que el paciente presenta temblores y dificultad para caminar o realizar movimientos, de modo que su capacidad para desempeñar actividades cotidianas se ve disminuida.

Como testimonio, existen varios textos que han tratado dicho problema; unos provienen de Grecia antigua y se le atribuyen a Galeno e Hipócrates; otros fueron estudiados por Leonardo da Vinci (siglo xv) y unos más por el alemán David Hieronymus Gaubius (siglo xviii). Fue el inglés James Parkinson quien ofreció, en 1817, la primera definición detallada del padecimiento, al que llamó “parálisis agitante”.

Hoy día se conoce a este padecimiento como enfermedad o mal de Parkinson y, aunque no existe todavía cura, los avances en investigación médica han permitido conocer cuáles son los cambios neurológicos que ocurren para desencadenar sus manifestaciones y, por tanto, han permitido el desarrollo de tratamientos farmacológicos y otros recursos que mejoran los síntomas.

El cerebro funciona con compuestos químicos llamados neurotransmisores, los cuales deben encontrarse en equilibrio para permitir la fineza y precisión de los movimientos, como cuando dibujamos, escribimos o nos desplazamos. En el caso de la enfermedad de Parkinson, una de estas sustancias, la dopamina, está reducida o no se produce.

Durante la década de 1980-1990 se creó en Francia un sistema de estimulación cerebral que, a través de un electrodo o alambre muy fino, logró la aplicación de descargas eléctricas en los centros neuronales donde se genera la dopamina. Con dicha estimulación se incrementó la producción del neurotransmisor y la reducción de las manifestaciones típicas del padecimiento.

El nombre correcto de este dispositivo es sistema de estimulación cerebral profunda o neuromodulador, pero se ha popularizado más el término ‘marcapaso cerebral’, por la similitud con los aparatos que emplean estímulos eléctricos para regular los latidos del corazón. Sin embargo, cabe destacar que su funcionamiento es distinto, puesto que no marca un ritmo, como sucede en el caso del auxiliar cardíaco.

La colocación de un modulador neuronal mediante cirugía ha demostrado su eficacia en casos más severos de este padecimiento, puesto que ayuda a reducir los temblores e inmovilidad que otros métodos no solucionan.

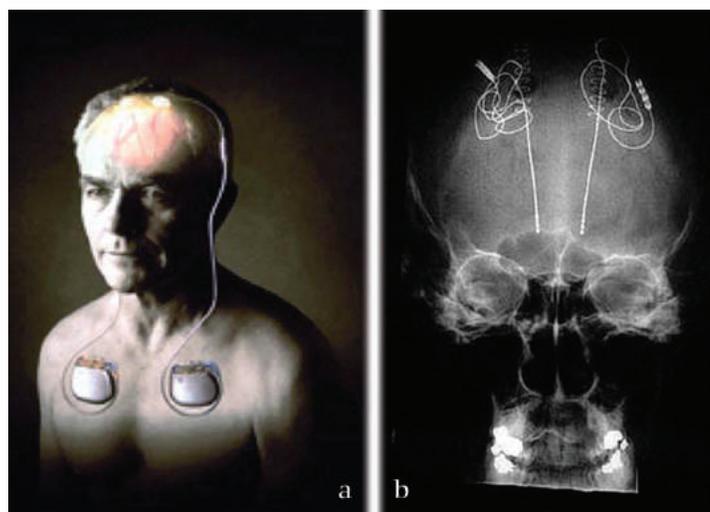
El mal de Parkinson se clasifica entre las enfermedades degenerativas (ocasionan deterioro progresivo) del sistema nervioso; aunque también existe una variante juvenil que se puede presentar a partir de los 20 años; el padecimiento es más frecuente en mayores de 60 años; se caracteriza por tres manifestaciones clínicas:

- **Temblor.** Son movimientos involuntarios de vaivén en las extremidades, sobre todo cuando se está en reposo. En el caso de las manos, se dice que el desplazamiento sucede “como si se estuviera contando monedas”.
- **Rigidez.** Es la resistencia que se presenta en el movimiento de las extremidades. Puede ser más incapacitante que los temblores, porque éstos, al ocurrir durante el reposo, llegan a ceder al iniciar alguna actividad.
- **Aquinesia y bradiquinesia.** Se refiere a lentitud de movimientos, como, vestirse, comer o realizar otras actividades.

Sin ser condición general, también puede presentarse en 20% a 40% de los casos un síndrome demencial, mismo que se caracteriza por alteración en memoria y conducta, de modo que el paciente se vuelve olvidadizo, distraído y retraído.

Por el momento, todos los medios existentes, hasta ahora, para combatir esta enfermedad sirven para mejorar las manifestaciones clínicas, pero no erradican el padecimiento. Como primera opción de tratamiento se utilizan medicamentos específicos para controlar temblor, rigidez y/o lentitud y, sólo en caso de que no funcionen, se estudia la posibilidad de colocar el neuromodulador mediante cirugía.

**Figura 5.3** (a) Sistema de Estimulación Cerebral Profunda implantado debajo de la piel. Los microelectrodos se implantan de manera estratégica en los centros cerebrales y la fuente de poder en la región de la clavícula. (b) Imagen de rayos X de un paciente donde se observan los electrodos del Sistema de Estimulación Cerebral Profunda (cortesía D. Zhou et al.<sup>29</sup>)



El Dr. Gerardo Guinto Balanzar (Jefe de Servicio de Neurocirugía del Hospital de Especialidades Centro Médico Nacional Siglo XXI, en la Ciudad de México, perteneciente al Instituto Mexicano del Seguro Social), señala que en México se realizan estas intervenciones quirúrgicas desde principios de la década de 1990-2000 en diversas instituciones en el país, y en el Centro Médico Nacional Siglo XXI desde hace 10 años.

Durante la operación se coloca un electrodo que se conecta con los centros cerebrales donde se genera la dopamina, además de una fuente de poder subdérmica en la región de la clavícula (entre la parte superior del pecho y el hombro), con una batería que tiene una vida útil de 8 años en promedio. Como tercer componente se introduce una extensión que conecta a los dos elementos mencionados.

Este sistema debe liberar impulsos eléctricos de estímulo durante varias horas al día, de una frecuencia de entre 135 y 185 Hz. La exposición prolongada del fluido extracelular a este tipo de estímulos aún no se ha estudiado exhaustivamente.

La cirugía, cuya duración es de poco más de 2 horas, es de bajo riesgo y no requiere de mucho tiempo de recuperación. Se realiza con el paciente despierto, empleando anestesia local. Consiste en realizar un agujero pequeño en el cráneo (trépano) en un sitio estratégico que se ha elegido mediante imágenes procesadas por computadora (estereotaxia), de modo que se localiza de manera precisa el lugar donde debe alojarse el electrodo.

Respecto a la selección de los candidatos para emplear el marcapaso cerebral, la decisión depende de un protocolo integrado por: neurólogos, neurocirujanos, psiquiatras, psicólogos y otros especialistas que analizan el caso, síntomas predominantes y respuesta inicial con los medicamentos. La selección es cuidadosa para saber si el paciente será beneficiado y, ante todo, porque la cirugía puede ocasionar dificultades. Por ejemplo, al introducir el electrodo en el centro del cerebro hay posibilidad de sangrado o infección.

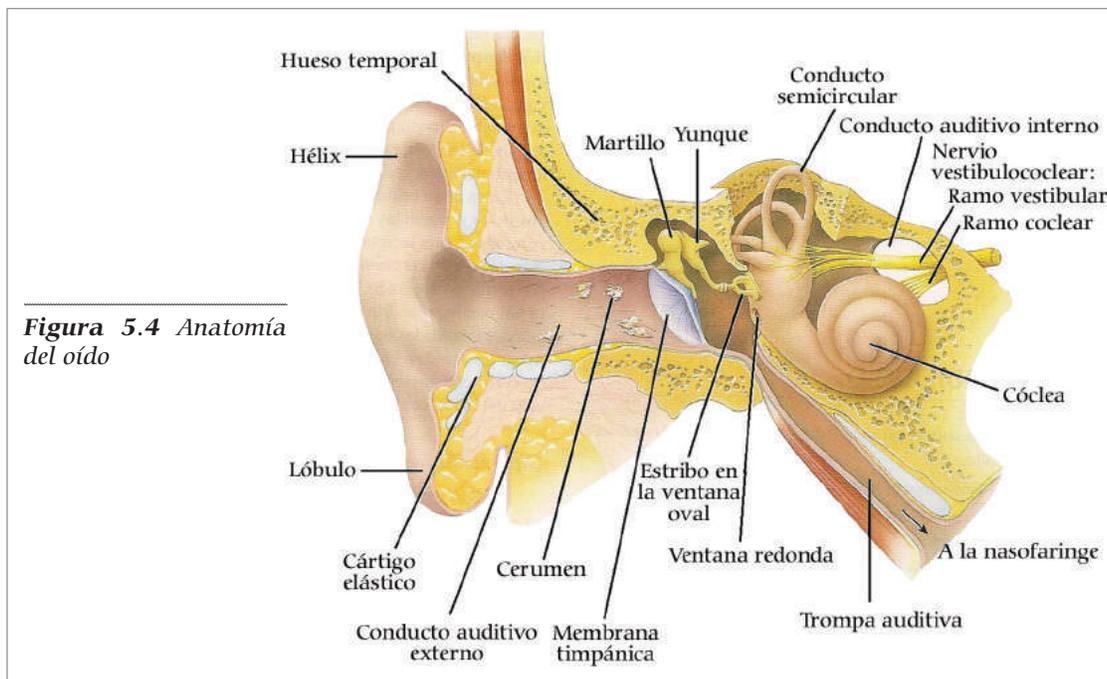
El marcapaso cerebral puede regularse a través de un control magnético externo para que la estimulación sea de acuerdo con la que necesita el paciente, siempre con asesoría del grupo médico tratante. Lo ideal sería que el sistema contara con un control de lazo cerrado para que, automáticamente, ajustara la estimulación.

La mayor ventaja del sistema de estimulación cerebral profunda es que ayuda a proporcionar mejor calidad de vida, puesto que no es lo mismo depender de los familiares que gozar de independencia. Luego de la primera semana con el neuromodulador el paciente puede valerse por sí mismo, e inclusive hay casos tan exitosos que, conforme pasa el tiempo, la persona puede reintegrarse a las actividades laborales. El marcapaso cerebral es caro, pero representa un beneficio económico en el mediano y largo plazo, puesto que el paciente reduce el consumo de medicamentos y hace más breves los periodos de incapacidad y dependencia de familiares.

El modulador también es útil en casos de epilepsia para prevenir crisis convulsivas, o controlar dolor muy intenso, como el que se genera a causa de cáncer. De manera similar, lo que se hace es estimular centros neuronales específicos, distintos de los de la enfermedad de Parkinson; los resultados obtenidos son muy satisfactorios.

# ESTRUCTURA DEL OÍDO

Los oídos son los órganos de la audición y el equilibrio. Las estructuras de estas funciones sensoriales están situadas en zonas separadas del oído interno. No obstante, ambas dependen de la estimulación de receptores especializados llamados células ciliadas, que responden a las ondas de sonido o al movimiento. Las fibras nerviosas que abandonan la vía auditiva y las estructuras del equilibrio forman el nervio vestibulococlear, que transmite impulsos nerviosos al cerebro para su interpretación.



El oído se divide en tres regiones principales: externo, que recibe las ondas sonoras y las canaliza hacia el interior; medio, que transmite las vibraciones sonoras a la ventana oval; e interno, que aloja los receptores de la audición y el equilibrio.

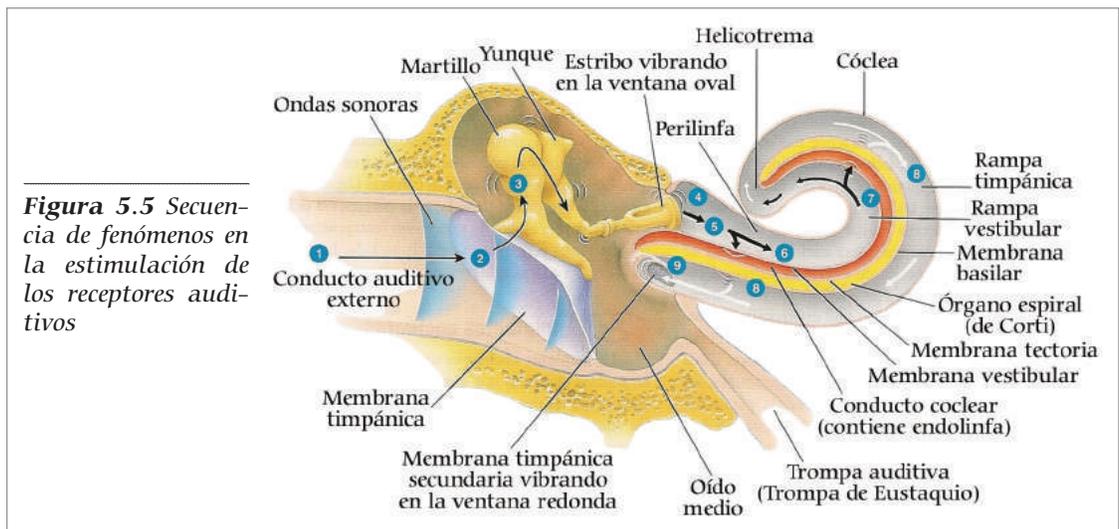
Los sonidos que el oído humano puede percibir con más precisión son los que provienen de fuentes que vibran con frecuencias de 500 a 5,000 Hz. El rango de frecuencias audibles se extiende de 20 a 20,000 Hz (la capacidad de audición se pierde conforme aumenta la edad). Los sonidos del habla contienen frecuencias comprendidas entre 100 y 3,000 Hz. Cuanto mayor sea la intensidad (tamaño o amplitud) de la vibración, más fuerte será el sonido.

La intensidad de un sonido se mide en decibeles (dB). Un aumento de un decibel representa un aumento de un décimo en la intensidad del sonido. El umbral auditivo (el punto en el cual un adulto joven promedio puede distinguir apenas entre un sonido y el silencio) se define como 0 dB a una frecuencia de 1,000 Hz. Un sonido se vuelve molesto para el oído normal a los 120 dB, y doloroso arriba de los 140 dB. La exposición continua a sonidos de alta intensidad es causa de hipoacusia (sordera); pérdida significativa o total de la capacidad auditiva. Cuanto más fuertes sean los sonidos, será más

rápida la pérdida de la audición. La sordera comienza con la pérdida de la sensibilidad para sonidos de tono alto.

En la audición se cumplen los siguientes procesos:

1. El pabellón auricular dirige las ondas sonoras hacia el conducto auditivo externo.
2. Cuando las ondas sonoras chocan contra la membrana timpánica, las variaciones de presión hacen que vibre hacia adelante y hacia atrás. La distancia a la que se mueva, que es muy pequeña, dependerá de la intensidad y la frecuencia de las ondas sonoras. La membrana timpánica vibra lentamente en respuesta a los sonidos de baja frecuencia (tono bajo) y rápidamente en respuesta a los sonidos de alta frecuencia (tono alto).



**Figura 5.5** Secuencia de fenómenos en la estimulación de los receptores auditivos

3. El área central de la membrana timpánica se conecta con el martillo, que también comienza a vibrar. Esta vibración se transmite del martillo al yunque y luego al estribo.
4. A medida que el estribo se mueve hacia adelante y hacia atrás, tracciona la membrana oval hacia afuera y hacia adentro. La ventana oval vibra aproximadamente 20 veces más fuerte que la membrana del tímpano, ya que los huesecillos transforman de manera eficiente las pequeñas vibraciones propagadas en una superficie amplia (el tímpano) en vibraciones más intensas en una superficie pequeña (la ventana oval).
5. El movimiento de la ventana oval establece ondas de presión en la perilinfa de la cóclea. Cuando dicha ventana se abomba hacia adentro, moviliza a la perilinfa de la rampa vestibular.
6. Las ondas de presión se transmiten desde la rampa vestibular hacia la rampa timpánica y luego hacia la ventana redonda, de manera que ésta se comba hacia el interior del oído medio.

7. A medida que las ondas de presión deforman las paredes de la rampa vestibular y de la rampa timpánica, también empujan a la membrana vestibular hacia adelante y hacia atrás y crean ondas de presión en la endolinfa dentro del conducto coclear.
8. Las ondas de presión en la endolinfa generan vibraciones en la membrana basilar que, a su vez, llevan a las células ciliadas del órgano espiral contra la membrana tectoria. La inclinación de las estereocilias en las células ciliadas da origen a potenciales receptores que, por último, conducen a la generación de impulsos nerviosos.

Las ondas sonoras de diversas frecuencias producen vibraciones de distinta intensidad en las diversas regiones de la membrana basilar. Cada segmento de la membrana basilar está “sintonizado” para un tono determinado. Como la membrana es más estrecha y rígida en la base de la cóclea (la porción más cercana a la ventana oval), los sonidos de alta frecuencia (tono alto) cercanos a los 20,000 Hz inducen vibraciones máximas en esta región. Hacia el vértice de la cóclea, cerca del helicotrema, la membrana basilar es más ancha y flexible, y los sonidos de baja frecuencia (tono bajo) en torno a los 20 Hz causan vibraciones máximas en esa región de la membrana basilar, lo cual hace que mayor cantidad de impulsos nerviosos alcance el cerebro. Los sonidos más fuertes también pueden estimular mayor cantidad de células ciliadas.

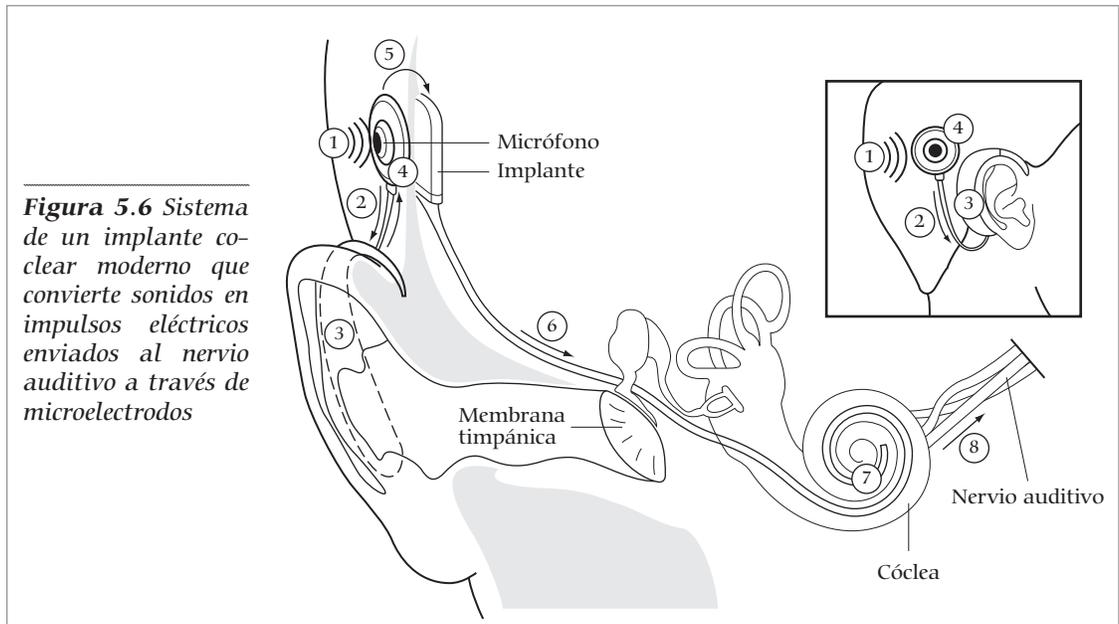
Las células ciliadas convierten las vibraciones mecánicas en señales eléctricas (transductor natural). Cuando la membrana basilar vibra, los cilios en el vértice de las células ciliadas se inclinan hacia adelante y hacia atrás y se deslizan unos contra otros. Una proteína de enlace de extremos conecta los extremos de cada estereocilia a un canal iónico mecanosensible, el canal de transducción, situado en una estereocilia vecina.

Las neuronas sensitivas de primer orden en el ramo coclear de cada nervio vestibulococlear terminan en el núcleo coclear homolateral del bulbo raquídeo. Desde éste, los axones que llevan las señales auditivas se proyectan a los núcleos olivares superiores de ambos lados del puente (protuberancia). Ligeras diferencias en el tiempo de arribo de los impulsos provenientes de uno y otro oído a los núcleos olivares permiten localizar en el espacio la fuente del sonido. Desde los núcleos cocleares y los núcleos olivares, los axones ascienden hacia el colículo (tubérculo cuadrigémino) inferior del mesencéfalo y después hacia el cuerpo geniculado medial del tálamo. Desde aquí, las señales auditivas se proyectan hacia el área auditiva primaria del giro temporal superior de la corteza cerebral, donde se percibe el sonido. Dado que muchos axones auditivos se decusan (entrecruzan) en el puente, en tanto que otros permanecen del mismo lado, las áreas auditivas primarias derecha e izquierda reciben impulsos nerviosos de ambos oídos.

## Implante coclear

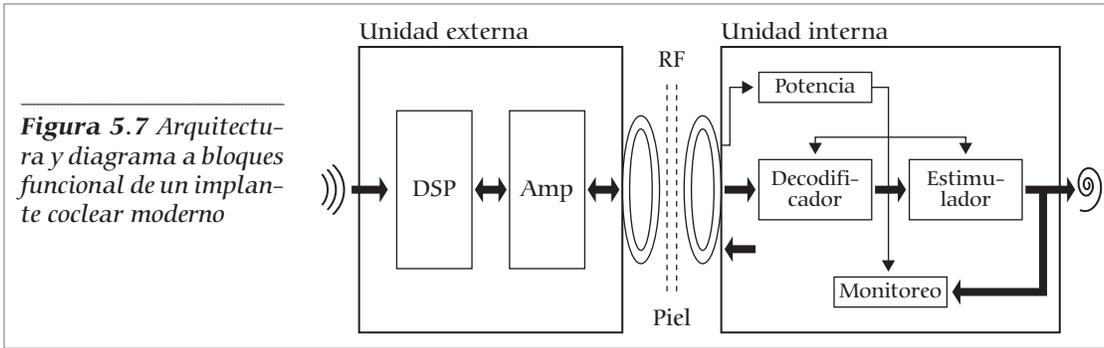
Dispositivo que convierte los sonidos en señales eléctricas que el cerebro puede interpretar. Tal dispositivo es útil para personas con hipoacusia causada por daño de las células ciliadas de la cóclea.

El objetivo principal de un implante coclear es usar de manera segura estimulación eléctrica para proveer o restaurar la función auditiva en personas con problemas de sordera total en ambos oídos, ya sea congénito o por pérdida causada por alguna enfermedad o accidente. En la actualidad, el principio de diseño de implantes cocleares ha sido adoptado para el desarrollo de implantes auditivos similares, tal como el implante auditivo de tronco cerebral, así como otras prótesis neurales como implantes vestibular y retinal. En la figura 5.6 se muestra de manera esquemática un sistema moderno de implante coclear.

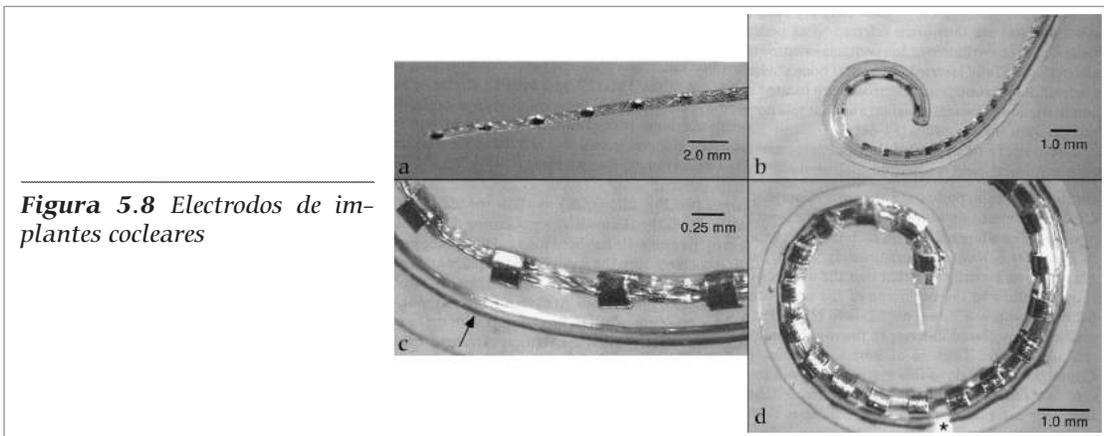


Un micrófono (1) capta las ondas sonoras y las transmite a un procesador externo (2) alimentado por una batería (3). El procesador externo convierte las ondas sonoras en señales digitales, las cuales son procesadas y codificadas para ser enviadas por radio frecuencia (RF) a través de una antena (4) colocada en la parte posterior del oído externo sobre la cabeza. El electrodo-micrófono se coloca en la superficie de la piel de la cabeza en la parte posterior del oído a la unidad interna (5), colocada debajo de la piel atrás del oído. La unidad interna se sella de manera hermética, contiene circuitos electrónicos activos que obtienen energía eléctrica de la señal de RF, decodifican la señal, la convierten en corriente eléctrica y la envían a través de conductores (6), enroscados en la cóclea. Los electrodos intercocleares (7) en los extremos de los conductores estimulan el nervio auditivo (8) conectado a el sistema nervioso central, donde los impulsos eléctricos son interpretados como sonido.

La figura 5.7 muestra la arquitectura y diagrama a bloques funcional de un implante coclear moderno. Una unidad externa, también llamada procesador del habla, consiste de un procesador de señales digitales (Digital Signal Procesor DSP), un amplificador de potencia y un transmisor de RF. El DSP registra las señales de las ondas sonoras y las convierte en bits que pueden ser transmitidos por una señal de RF. El DSP, además, contiene unidades o mapas que guardan información específica del paciente, dependiendo del diseño y las condiciones del paciente.



La unidad interna consiste en un receptor de RF y un estimulador herméticamente sellado. Debido a que la unidad interna no tiene batería, el estimulador debe, primero, obtener la energía eléctrica de la señal de RF. El estimulador, ya cargado, debe decodificar la señal digital y convertirla en corriente eléctrica liberada a los electrodos apropiados. Todos los sistemas modernos cuentan con un sistema de retroalimentación que registra las actividades eléctricas y neuronales en los implantes y las transmiten a la unidad externa.



El implante coclear sustituye las células ciliadas del interior de la cóclea que, en algunos tipos de sordera profunda, han sido destruidas. Es el electrodo del implante el que logra enviar las señales al cerebro. En la figura 5.9 se muestra la fotografía de un joven mexicano que nació con sordera profunda bilateral a quien se le realizó un implante coclear.

Es muy importante recalcar que el implante coclear tiene indicaciones y contraindicaciones muy precisas. Es posible instalarlo cuando el paciente cumpla con ciertas características indispensables:

- 1) En caso de pacientes adultos con sordera total y que nunca hayan recibido terapia de lenguaje ni tengan comprensión de lo que es un lenguaje estructurado, está contraindicada la colocación de un implante debido a que podrán escuchar sonidos, pero no estarán en condiciones de reconocer o de llegar a entender su significado. Las redes neuronales cerebrales encargadas del aprendizaje de un lenguaje se or-

**Figura 5.9** *Implante coclear colocado a un joven mexicano*

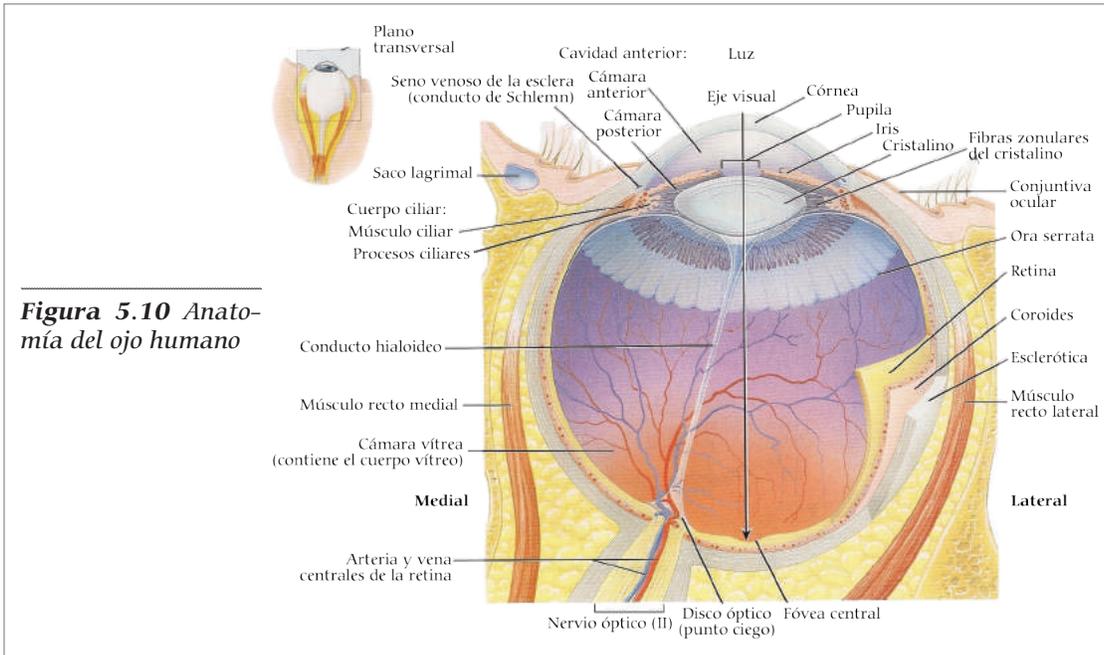


ganizan y se forman del primero al cuarto año de vida; por tanto, si un niño carece de esta terapia a temprana edad, durante el primer año de vida, con el paso de los años, cada vez es más difícil para el cerebro habilitar estas zonas encargadas del aprendizaje y comprensión de un lenguaje gramatical estructurado.

- 2) Si el paciente ha quedado sordo debido a algún traumatismo o medicamento, o por cualquier enfermedad que lesionó el nervio auditivo, pero cuenta ya con un lenguaje y comprensión adecuada de un vocabulario; en estos casos es posible colocar un implante coclear con el cual se podrán obtener excelentes resultados, ya que funcionará como un medio de amplificación y captación de ondas sonoras y el paciente podrá reconocer esta información, almacenada con anterioridad en el cerebro con redes neuronales bien definidas y organizadas en la etapa en la cual el paciente tenía audición normal.
- 3) Al contrario de lo que se hacía y se pensaba en el pasado, las tendencias actuales van encaminadas a colocar estos implantes en los primeros años. Con la filosofía actual el paciente obtiene mejor estimulación auditiva, de mejor calidad y con mayor amplitud de frecuencias, lo que proporciona al paciente mejor información sonora.

## IMPLANTES VISUALES

La vista es importante para la supervivencia humana. Más de la mitad de los receptores sensitivos del cuerpo humano se localizan en el ojo, y gran parte de la corteza cerebral participa en el procesamiento de la información visual.



**Figura 5.10** Anatomía del ojo humano

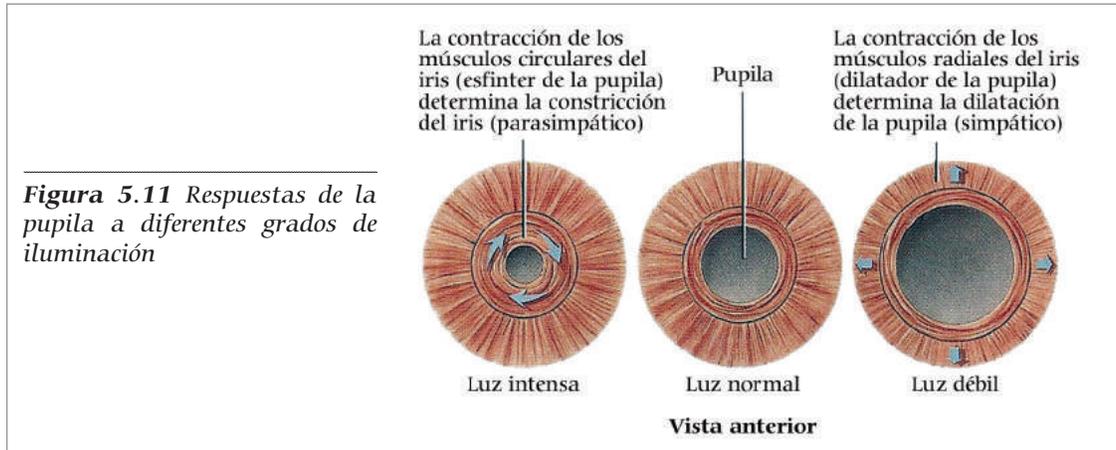
El globo ocular de un adulto mide alrededor de 2.5 cm de diámetro. De su superficie total, sólo un sexto de la parte anterior está expuesto; el resto está oculto y protegido por la órbita, dentro de la cual se aloja. Desde el punto de vista anatómico, la pared del globo ocular consta de tres capas: capa fibrosa, capa vascular y retina.

La capa fibrosa es la cubierta superficial del globo ocular; está constituida por la córnea anterior y la esclerótica posterior. La córnea es una túnica transparente que cubre al iris coloreado. Su curvatura ayuda a enfocar la luz sobre la retina. La capa vascular o úvea es la capa media del globo ocular. Consta de tres partes: coroides, cuerpos ciliares e iris. La coroides también contiene melanocitos que producen el pigmento melanina, la cual le da un color pardo a esta capa. La melanina presente en la coroides absorbe los rayos de luz dispersos y ello evita la reflexión y la dispersión de la luz dentro del globo ocular. Como resultado, la imagen proyectada en la retina por la córnea y el cristalino permanece nítida y clara.

El músculo ciliar es una banda circular de músculo liso. La contracción o relajación de este músculo modifica la tensión de las fibras zonulares, lo cual altera la forma del cristalino y lo adapta a la visión próxima o a la visión lejana.

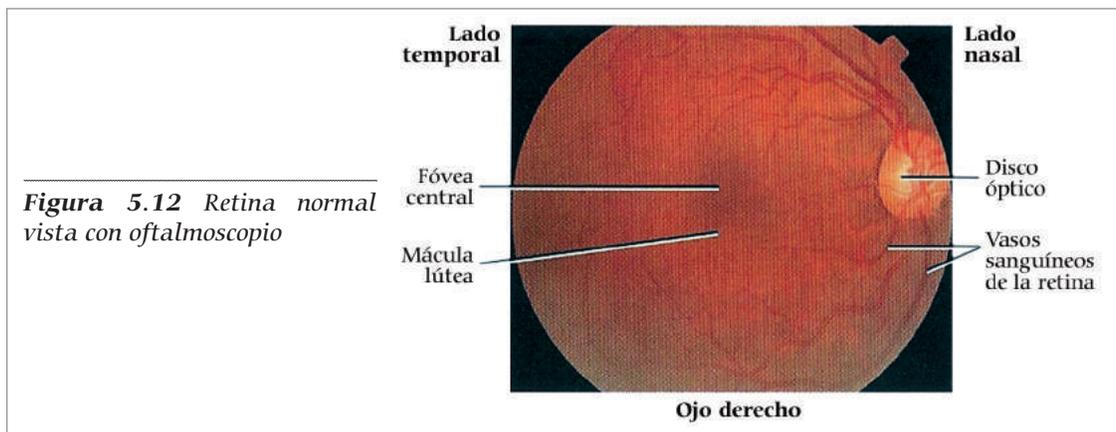
El iris, la porción coloreada del globo ocular, está suspendido entre la córnea y el cristalino y se adhiere por sus bordes externos a los procesos ciliares. Una de sus principales funciones es regular la cantidad de luz que entra en el globo ocular a través de la pupila, el orificio que se encuentra en el centro del iris. La pupila es de color negro porque, cuando se mira a través del cristalino, lo que se ve es la parte posterior del ojo pigmentada (coroides y retina). Sin embargo, si se dirige un rayo de luz brillante de manera directa dentro de la pupila, la luz reflejada será roja a causa de los vasos sanguíneos de la superficie de la retina. Los reflejos autónomos regulan el diámetro pupilar en respuesta a los niveles de iluminación.

Cuando una luz brillante estimula al ojo, las fibras parasimpáticas del nervio oculomotor estimulan a los músculos circulares (esfínter pupilar) del iris para que se contraigan y esto causa una disminución en el diámetro de la pupila (constricción). Con luz tenue, las neuronas simpáticas estimulan a los músculos radiales (dilataador pupilar) del iris, para que se contraigan, lo cual causa un aumento del diámetro pupilar (dilatación).



**Figura 5.11** Respuestas de la pupila a diferentes grados de iluminación

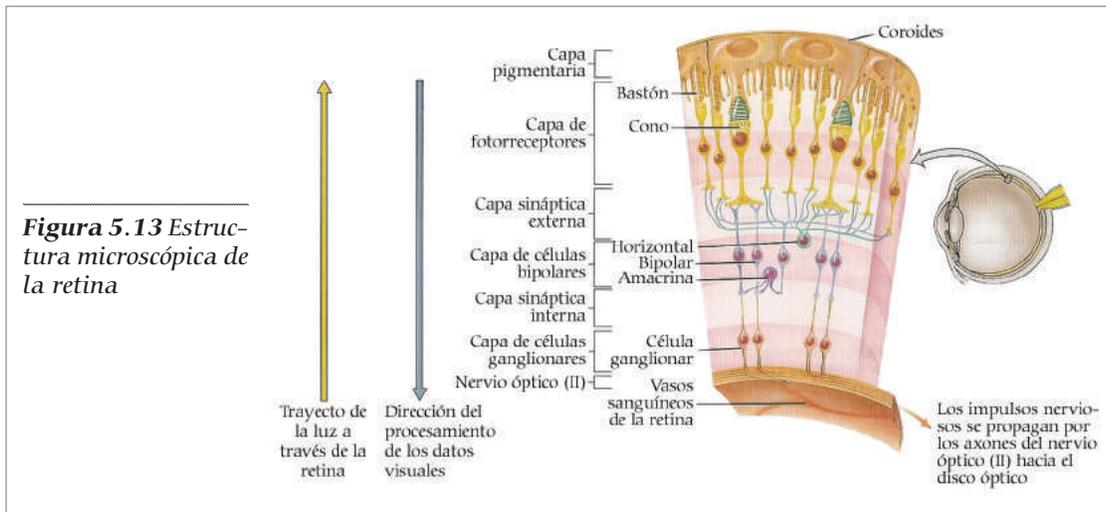
Retina: La tercera y más interna de las capas del globo ocular, la retina, tapiza las tres cuartas partes posteriores del globo ocular y representa el comienzo de la vía óptica. El oftalmoscopio envía luz hacia el interior del ojo y permite observar a través de la pupila una imagen aumentada de la retina y sus vasos sanguíneos, así como del nervio óptico.



**Figura 5.12** Retina normal vista con oftalmoscopio

La superficie de la retina es el único lugar del cuerpo donde se pueden ver los vasos sanguíneos directamente y examinarlos para detectar cambios patológicos, como los que ocurren en la hipertensión, la diabetes mellitus y la enfermedad macular degenerativa. El disco óptico (papila) es el sitio a través del cual el nervio óptico abandona el globo ocular. La arteria central de la retina, una rama de la arteria oftálmica, y la vena central de la retina están adosadas al nervio óptico. Las ramas de la arteria central se distribuyen para irrigar la cara anterior de la retina; la vena central drena la sangre de la retina a través del disco óptico. También son visibles la mácula lútea y la fóvea central.

La retina está constituida por una capa pigmentaria y una nerviosa. La pigmentaria es una lámina de células epiteliales que contienen melanina, localizada entre las coroides y la parte nerviosa de la retina. La melanina de la capa pigmentaria, como en las coroides, también ayuda a absorber los rayos de luz desviados. La capa nerviosa es una evaginación del cerebro multilaminada que procesa los datos visuales antes de enviar impulsos nerviosos hacia los axones que forman el nervio óptico. Existen tres capas distintas de neuronas retinianas: de células fotorreceptoras, de células bipolares y células ganglionares, las cuales están separadas por dos zonas, las capas sinápticas externa e interna, donde se producen los contactos sinápticos. Obsérvese que la luz atraviesa las capas de células ganglionares y bipolares y las dos capas sinápticas antes de alcanzar la capa de fotorreceptores.



**Figura 5.13** Estructura microscópica de la retina

Hay otros dos tipos de células presentes en la capa de células bipolares de la retina, llamadas células horizontales y células amacrinas. Estas células forman circuitos neurales dirigidos de manera lateral que modifican las señales que se transmiten a lo largo de la vía que va de los fotorreceptores a las células ganglionares.

Los fotorreceptores son células especializadas que comienzan el proceso mediante el cual los rayos de luz se convierten en impulsos nerviosos. Existen dos tipos de fotorreceptores: bastones y conos. Cada retina tiene alrededor de 6 millones de conos y de 120 millones de bastones. Los bastones permiten ver con luz tenue, como la luz de la luna. No brindan visión cromática, de manera que cuando la luz es débil sólo se pueden ver diferentes tonos de grises. La luz más brillante estimula a los conos, los cuales permiten distinguir los colores. En la retina hay tres tipos de conos: azules, verdes y rojos, sensibles a la luz azul, verde y roja. La visión en colores es resultado de la estimulación de combinaciones diferentes de estos tres tipos de conos. Por experiencia con el sistema de conos, y la pérdida de éstos produce ceguera. Una persona que pierde la visión mediada por los bastones tiene dificultades para ver cuando hay luz tenue.

La información fluye desde los fotorreceptores a través de la capa sináptica externa, hacia las células bipolares y luego, a través de la capa sináptica interna, hacia las células ganglionares. Los axones de las células ganglionares se extienden en sentido pos-

terior hacia el disco óptico y salen del globo ocular y forman el nervio óptico. El disco óptico también recibe el nombre de punto ciego. Como no contiene bastones ni conos, no es posible ver una imagen que alcance el punto ciego.

La mácula lútea está en el centro exacto de la cara posterior de la retina, en el eje visual del ojo. La fovea central, pequeña depresión en el centro de la mácula lútea, contiene sólo conos. Además, las capas de células bipolares y ganglionares, que dispersan la luz en cierto grado, no cubren a los conos en esta zona; esas capas se desplazan hacia la periferia de la fovea central. En consecuencia, la fovea central es el área con mayor agudeza o resolución visual. Una de las principales razones por la cual movemos la cabeza y los ojos mientras vemos algo, es para que las imágenes de interés incidan en la fovea central. Los bastones están ausentes en la fovea central y son más abundantes en la periferia de la retina.

El cristalino o lente, está dentro de la cavidad ocular, detrás de la pupila y el iris. Las proteínas llamadas cristalinas, dispuestas como las catáfilas de una cebolla, forman el cristalino, el cual, en su estado normal, es transparente y carece de vasos sanguíneos. Está rodeado de una cápsula de tejido conectivo claro y se mantiene en su posición gracias a fibras zonulares circulares, las cuales se unen a los procesos ciliares. El cristalino ayuda a enfocar la imagen en la retina para facilitar la visión nítida.

Formación de imágenes. Este proceso se puede resumir en tres pasos: 1) refracción o desviación de la luz por el cristalino y la córnea; 2) acomodación, cambios en la forma del cristalino; y 3) constricción o estrechamiento de la pupila.

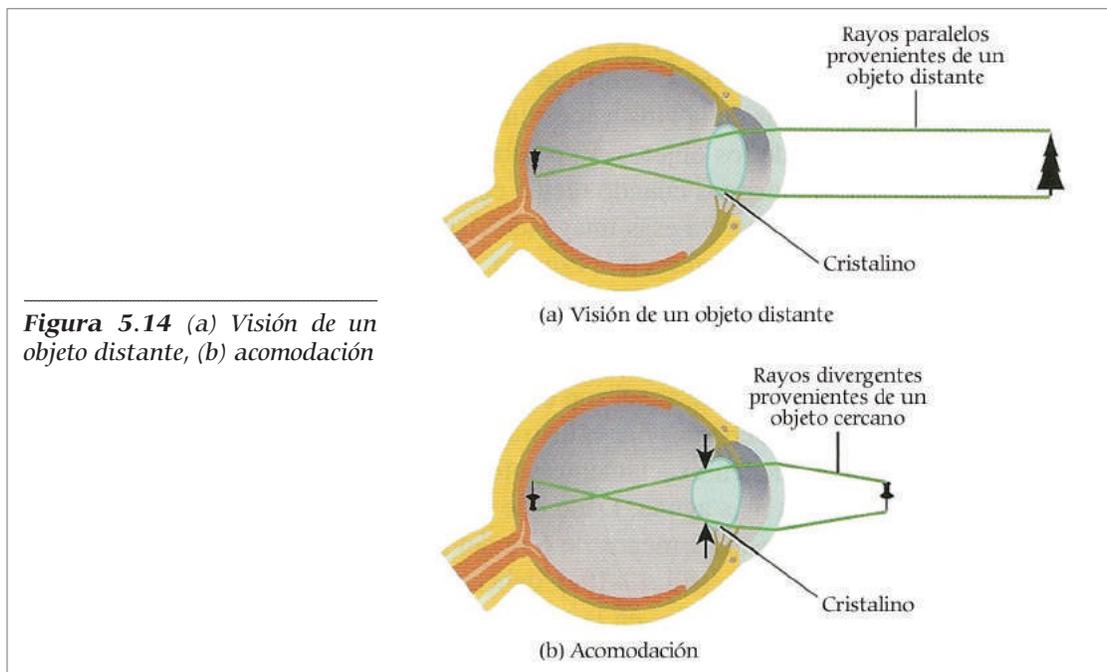
#### Refracción o desviación de la luz por el cristalino y la córnea.

Cuando los rayos de luz pasan de una sustancia a otra con densidad distinta (en óptica llamado índice de refracción), se desvían en la unión entre las dos sustancias; a esta desviación se le llama refracción. A medida que los rayos de la luz entran al ojo, tienen refracción en las caras anterior y posterior de la córnea. Ambas caras del cristalino refractan aún más los rayos, de manera que quedan enfocados sobre la retina. Las imágenes enfocadas en la retina son invertidas (figura 5.14) y también experimentan reversión de izquierda a derecha; es decir, la luz proveniente del lado derecho de un objeto llega al lado izquierdo de la retina, y a la inversa.

Alrededor de 75% del total de la refracción de la luz se produce en la córnea. El cristalino aporta 25% restante del poder de enfoque y también cambia el foco para ver objetos cercanos o distantes. Cuando un objeto está a más de 6 m de distancia del observador, los rayos que se reflejan desde aquél son casi paralelos entre sí (figura 5.14a). El cristalino debe desviar estos rayos paralelos lo justo necesario para que queden enfocados en la fovea central, donde la visión es más aguda. Dado que los rayos de luz reflejados desde objetos que están a menos de 6 m de distancia del observador son más divergentes que paralelos (figura 5.14b), deben soportar una refracción mayor para poder ser enfocados en la retina. Esta refracción adicional se logra por un proceso denominado acomodación.

Una superficie que se curva hacia afuera, como la de un balón, se denomina convexa. Cuando la superficie de una lente es convexa, ésta producirá la refracción de los rayos de luz que le lleguen y determina que se acerquen entre sí, de manera tal que se cruzarán. Si la superficie de una lente está curvada hacia adentro, como el interior de una pelota hueca, se dice que la lente es cóncava y causará la refracción de los rayos de luz que la alcancen y hacen que se alejen unos de otros. El cristalino es convexo, tanto en su cara anterior como en la posterior, y su poder de enfoque aumenta conforme aumenta la curvatura.

Cuando el ojo enfoca un objeto cercano, el cristalino se curva más y ocasiona una refracción mayor de los rayos de luz. Este aumento en la curvatura del cristalino para la visión cercana se llama acomodación (figura 5.13b). El punto de visión cercana es la distancia mínima a la que un objeto debe estar separado del ojo para que pueda ser enfocado al máximo. Esta distancia es, por lo general, de 10 cm en un adulto joven.



## Patologías de la visión

**Desprendimiento de retina.** Puede ser consecuencia de un traumatismo, un golpe en la cabeza, de ciertas afecciones del ojo o el resultado de la degeneración por envejecimiento. El desprendimiento ocurre entre la capa nerviosa de la retina y el epitelio pigmentario. Entre estas capas se acumula líquido que fuerza a la retina delgada y flexible a combarse hacia afuera. El resultado es una visión distorsionada y amaurosis (ceguera) en el campo visual correspondiente. La retina puede volver a colocarse en su sitio mediante cirugía con láser o criocirugía (aplicación localizada de frío extremo); esto debe realizarse lo más pronto posible para evitar daño permanente.

Por otro lado, la presión del ojo (presión intraocular) se produce principalmente por el humor acuoso y, en parte, por el vítreo; suele ser de alrededor de 16 mmHg. La pre-

sión intraocular mantiene la forma del globo ocular e impide que éste se colapse. Las heridas punzantes en el globo ocular pueden causar la pérdida del humor acuoso y de humor vítreo. Esto produce, en consecuencia, disminución de la presión intraocular, desprendimiento de retina y, en algunos casos, ceguera.

**Degeneración macular (DM).** Afección de la retina que se presenta en personas mayores de 50 años. Las anormalidades ocurren en la región de la mácula lútea, la cual suele ser la zona de mayor agudeza visual. Quienes la padecen en etapas avanzadas mantienen su visión periférica, pero pierden la capacidad de ver directamente de frente. Por ejemplo, no pueden percibir rasgos faciales de una persona que esté frente a ellos para poder identificarla.

En personas mayores de 75 años, la DM es la principal causa de ceguera. Inicialmente, el paciente puede experimentar visión borrosa y distorsión del centro del campo visual. En la DM seca, la visión central disminuye en manera gradual porque la capa pigmentada se atrofia y degenera; no hay tratamiento efectivo. En 10% de los casos, la DM seca avanza a DM húmeda, en la cual se forman vasos sanguíneos nuevos en la coroides y exudan plasma o sangre por debajo de la retina. La pérdida de visión puede ser enlentecida con cirugía láser o destrucción de los vasos sanguíneos que exudan líquido.

**Presbicia.** Con el paso de los años, el cristalino pierde elasticidad y, en consecuencia, su capacidad de curvarse para enfocar objetos que están más cercanos. Por ello, las personas ancianas no pueden leer a corta distancia, como lo hacen los jóvenes. Este defecto se denomina presbicia (de *présbys*, anciano). A los 40 años, el punto de visión cercana puede ser de 20 cm y a los 60, de 80 cm. Por lo general, la presbicia comienza en la mitad de la cuarta década de la vida.

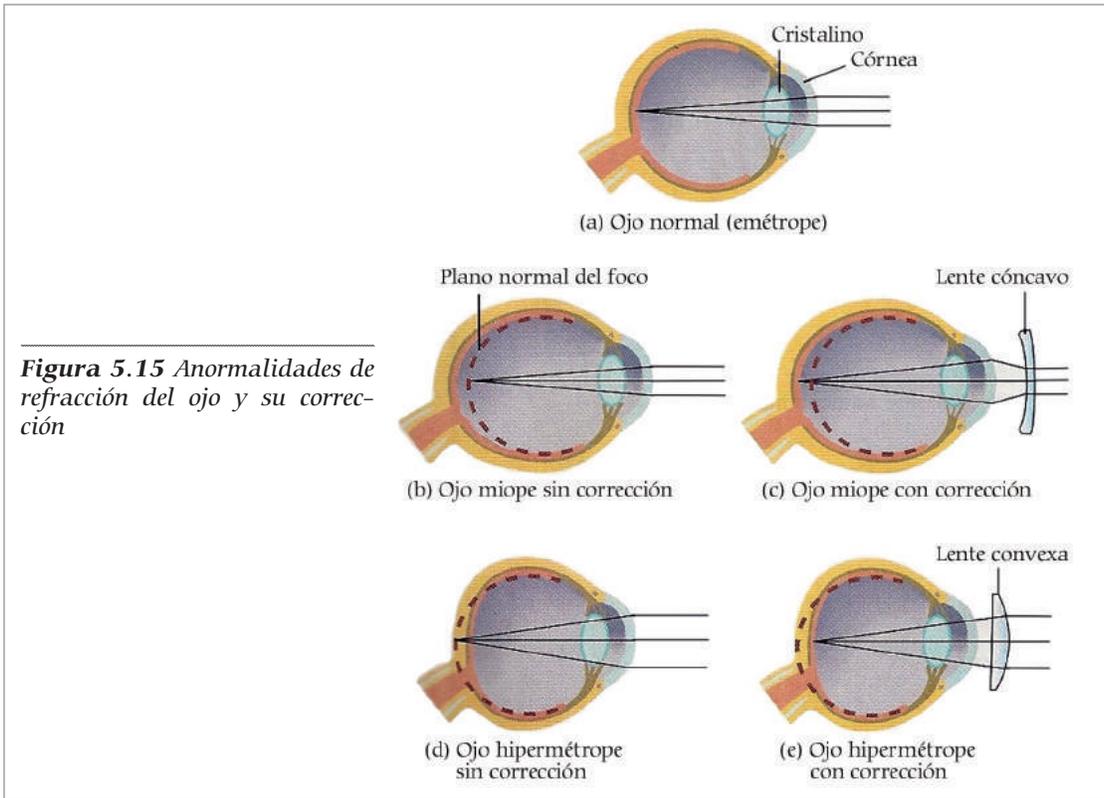
**Anormalidades de refracción del ojo y su corrección (lentes, LASIK).** El ojo normal, conocido como ojo emétrepe, puede refractar suficientemente los rayos de luz de un objeto que esté a 6 m de distancia de manera que enfoque una imagen nítida en la retina. Muchas personas carecen de esta capacidad por anomalías en la refracción. Entre estas alteraciones está la miopía, que se produce cuando el globo ocular es muy largo en relación con el poder de foco de la córnea y el cristalino, o cuando el cristalino es más grueso que lo normal, de modo que la imagen converge por delante de la retina.

Los miopes pueden ver con nitidez objetos cercanos, pero no los lejanos. En la hipermetría, la longitud del globo ocular es muy corta en relación con el poder de enfoque de la córnea y el cristalino, o el cristalino es más delgado que lo normal, y entonces la imagen converge por detrás de la retina. Las personas hipermétropes pueden ver los objetos distantes con nitidez, pero no los cercanos (figura 5.14).

Otro defecto de refracción es el astigmatismo, en que hay una curvatura irregular en la córnea o en el cristalino. En consecuencia, algunas partes de la imagen están fuera de foco, por lo cual la visión es borrosa o distorsionada.

La mayoría de los defectos en la visión pueden corregirse con el uso de lentes, cóncavos o convexos, dependiendo el tipo de problema, o por medio de LASIK (*Laser-assisted*

*in-situ keratomileusis*), que implica la remodelación de la córnea para corregir la refracción de manera permanente.



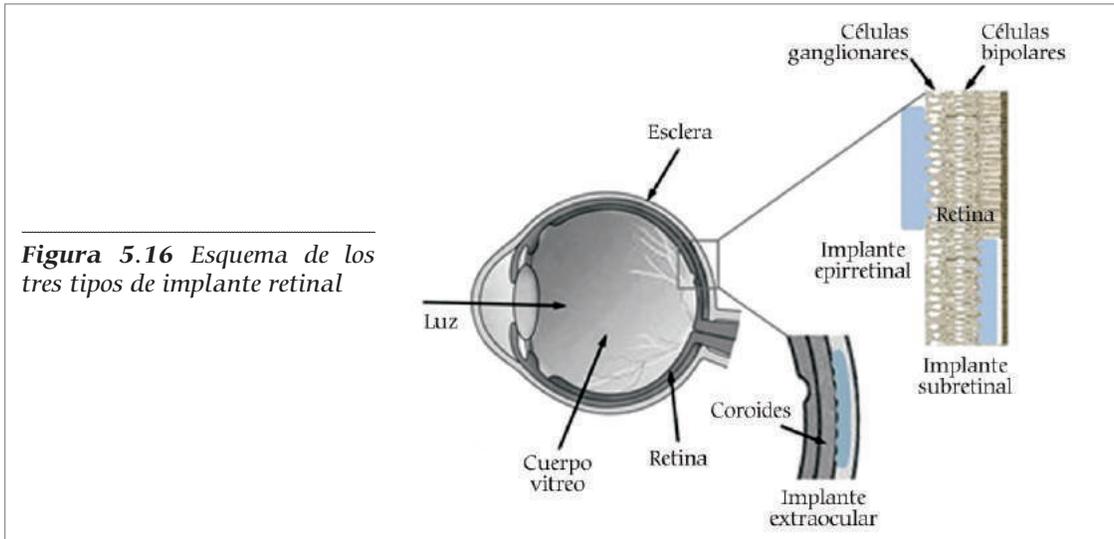
## Implantes retinales

En algunos casos de pérdida visual y gracias al avance de la microelectrónica, se han desarrollado prótesis visuales con la finalidad de restaurar la visión en personas con ceguera, dependiendo de la colocación de los electrodos de estimulación de las prótesis visuales, éstas pueden dividirse en tres grupos: retinal, de nervio óptico y de corteza visual. En implantes retinales se siguen tres criterios; existen dispositivos intraoculares para estimulación epirretinal y subretinal, y dispositivos extraoculares para estimulación transretinal.

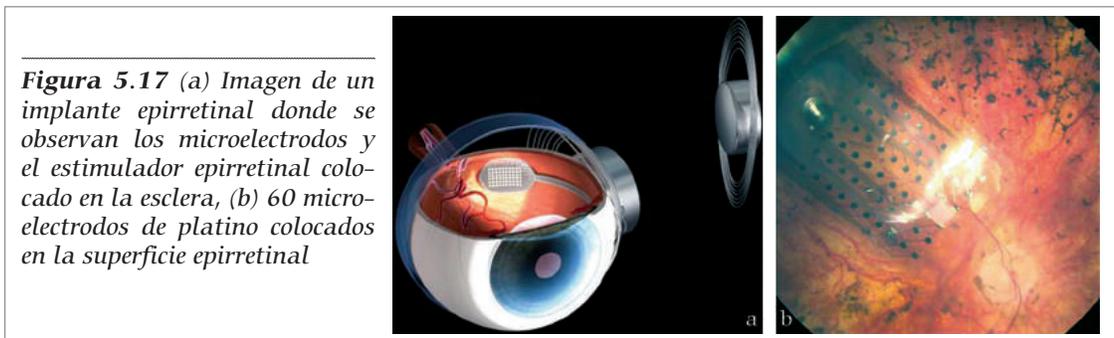
Personas que sufren retinitis pigmentosa (RP), causada por pérdida de fotorreceptores, y degeneración macular (DM), son candidatas a recibir implantes retinales.

La RP presenta casi toda una degeneración de la estructura retinal, hay relativa preservación de neuronas retinales internas. El objetivo de la estimulación retinal mediante prótesis retinales posicionadas intraocular o extraocular es para estimular con electricidad las células retinales restantes. Existen tres principales tipos de implantes retinales: epirretinal, subretinal y extraocular.

Los implantes retinales epirretinal y subretinales han dado buenos resultados en humanos, en tanto que el implante retinal extraocular sólo se ha limitado a modelos realizados con animales.



El implante epirretinal consiste de microelectrodos colocados en la parte posterior de la retina, cerca de las células ganglionares. En la figura 5.17 se muestra un implante retinal (Argus II 60), el cual contiene 60 microelectrodos de platino colocados en la superficie epirretinal; el estimulador epirretinal se coloca en la esclera.

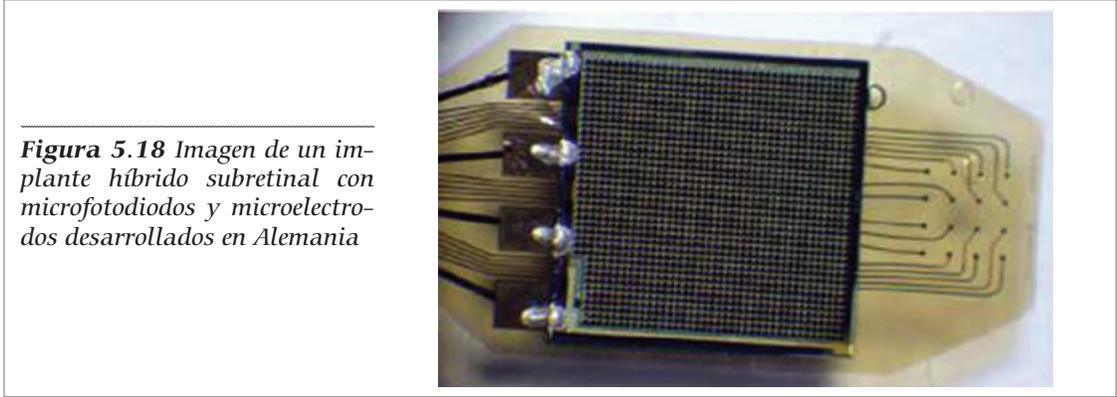


El implante subretinal consiste de microelectrodos colocados sobre la retina, en la parte de los fotorreceptores degenerados entre la retina y el epitelio pigmentario retinal.

En este tipo de implantes, los fotodiodos son implantados debajo de la retina y se usan para generar corrientes que estimulan la retina. Éstos, también llamados, implantes subretinales optoelectrónicos, en realidad transforman la luz incidente en señales eléctricas a través de los fotodiodos. No se tiene certeza de que la corriente generada por los fotodiodos sea tan eficiente como para generar la carga necesaria para estimular las células retinales.

Un ejemplo de este tipo de implante es el dispositivo híbrido subretinal con microfotodiodos y microelectrodos desarrollado en Alemania. Consiste en un circuito integrado activo (3X3X0.1 mm) con 1540 microfotodiodos y 16 microelectrodos (4X4) de nitruro de titanio (50  $\mu\text{m}$  de diámetro) separados una distancia de 280  $\mu\text{m}$  uno de otro, para una estimulación directa de manera externa. Cada celda de microfotodiodos tiene un área de 72 X 72  $\mu\text{m}$ . Cuando es energizada por una fuente pulsada de potencia

a una frecuencia de alrededor de 20 Hz con tiempo activo por periodo de aproximadamente 500  $\mu$ s, la celda libera una carga de entre 0.5 y 10 nC. En la figura 5.18 se muestra una fotografía del implante híbrido subretinal mencionado.



En el implante extraocular los electrodos se colocan en la zona posterior de la esclerótica, aunque no se tienen reportados resultados de este tipo de implante realizado en humanos, sí existen importantes avances de experimentos realizados con animales. Un implante retinal extraocular realizado a un gato adulto demostró que es posible generar, de manera fiable, respuestas en la corteza visual para distintas configuraciones. Potenciales corticales generados por estimulación eléctrica menores a 100  $\mu$ A con pulsos simples fueron registrados en la primera corteza visual. Estos descubrimientos sugieren que los umbrales de estos potenciales quizá son mayores que los obtenidos por estimulación intraocular.

En Corea se desarrolló un prototipo de un implante retinal extraocular para estimulación supracoroidal basado en un implante coclear; tiene dos características únicas. En vez de insertar el electrodo de referencia en el vítreo, se colocó en la superficie externa de la esclera, sin penetrar la cavidad vítrea; este procedimiento simplificará los procedimientos quirúrgicos y reducirá el posible daño ocular causado al penetrar la cavidad vítrea. La segunda característica de este implante es que puede funcionar con una pequeña batería recargable. En la figura 5.19 se muestra una imagen de este prototipo.



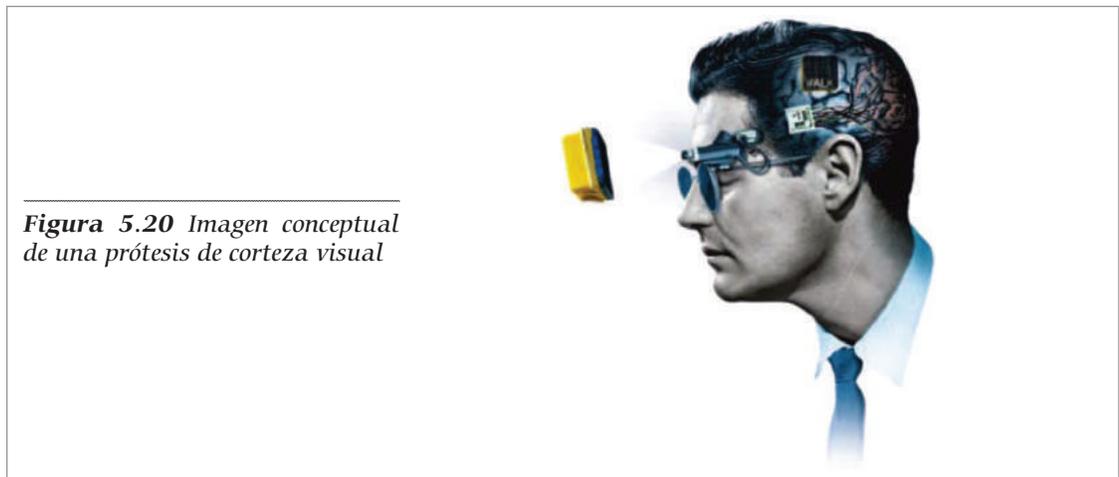
## Implantes de estimulación de nervio óptico

En este tipo de implantes aún se tienen pocos resultados en humanos. Por ejemplo, en Bélgica se realizó un implante de nervio óptico de cuatro electrodos alrededor del nervio óptico en una persona con RP; esta persona pudo identificar el cuadrante en el cual puede ver fosfenos y diferenciar otros fosfenos (fosfenos es un fenómeno caracterizado por la sensación de ver manchas luminosas, causado por la estimulación mecánica, eléctrica o magnética de la retina o corteza visual).

## Implantes de corteza visual

El implante de estimulación de corteza visual consiste en un sistema conformado por una cámara, un módulo procesador de video, módulos de estimulación implantable y microelectrodos implantables. En la figura 5.20 se muestra un diseño conceptual de este tipo de implante o prótesis.

La imagen registrada por la cámara es convertida por un módulo procesador de video y las señales obtenidas y potencia necesarias son transmitidas a través de un enlace inductivo subcutáneo a los módulos de estimulación implantable. Los microelectrodos se implantan en la superficie de la corteza y éstos son conectados a los módulos de estimulación electrónica mediante cables. La estimulación de los microelectrodos en la corteza visual resulta en la percepción de imágenes. Este tipo de implante se realizó en un macaco con resultados satisfactorios.



**Figura 5.20** Imagen conceptual de una prótesis de corteza visual

## MARCAPASO CARDIACO

En la sección 4.2 del capítulo 4 se trató la estructura y funcionamiento del corazón. El marcapaso cardiaco es un aparato electrónico generador de impulsos que estimula artificialmente y de manera rítmica el corazón cuando los marcapasos naturales del corazón no pueden mantener el ritmo y la frecuencia adecuados. Además, estos dispositivos monitorizan la actividad eléctrica cardíaca espontánea y, según su programación desencadenan o no impulsos eléctricos. El marcapaso es uno de los notables avances acontecidos en la historia de la medicina en general, y de la bioelectrónica en particular.

Después de largos años en la mejora de la técnica, los marcapasos han llegado a ser seguros y fiables, por lo que hacen de la medicación crónica una práctica superficial. La vida estimada de un marcapaso moderno es entre 5 y 12 años. Posteriormente, puede cambiarse con facilidad gracias a la estandarización (IS-1-standard) de las conexiones de los electrodos.

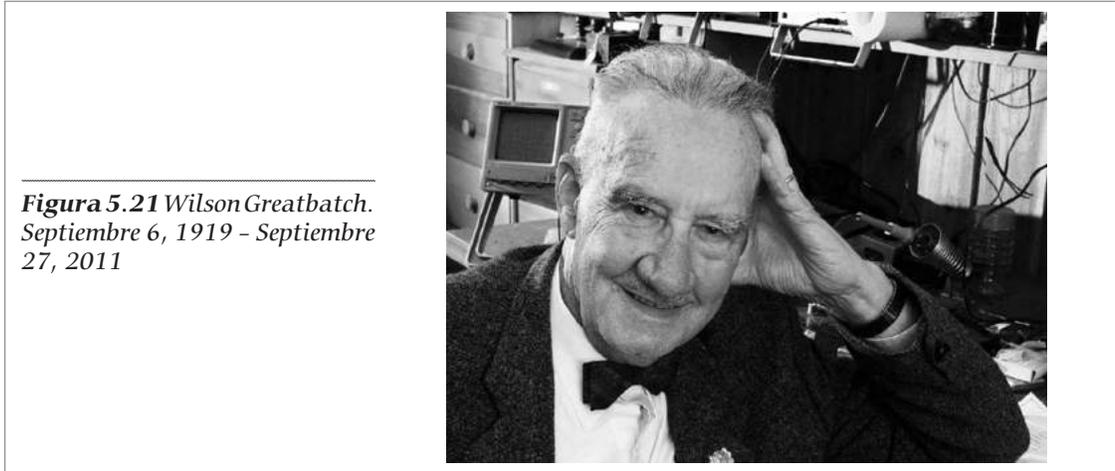
Los nuevos marcapasos tienen además otras funciones:

- Sincronización, por un problema de comunicación entre la aurícula y el ventrículo (bloqueo-AV).
- Modificación de la frecuencia de los latidos para adecuarse a la actividad corporal del portador (marcapaso de frecuencia adaptativa o a demanda).
- Ayuda a evitar problemas de ritmo de la aurícula mediante sobreestimulación (paso preventivo).
- Grabación o seguimiento de las perturbaciones del ritmo cardiaco.
- Mejora de la función de bombeo del corazón mediante estimulación del ventrículo izquierdo o de ambos en caso de un mal funcionamiento del ventrículo izquierdo y falta de riego (terapia de resincronización cardiaca).
- Las funciones del marcapaso también se encuentran en el desfibrilador implantable, para devolver al corazón su ritmo correcto después de una descarga.

## Historia del marcapaso cardiaco

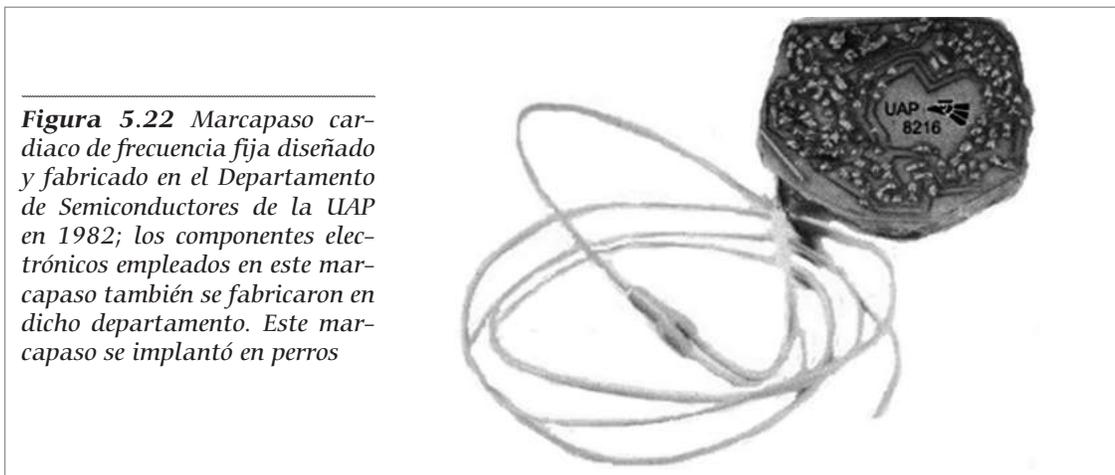
- En 1899, J. A. McWilliam publicó en el *British Medical Journal* sus experimentos en los cuales, la aplicación de un impulso eléctrico al corazón humano en estado asistólico, causaba contracción ventricular y que un ritmo de 60-70 pulsos por minuto podía ser inducido por impulsos eléctricos aplicados a periodos iguales de 60-70 por minuto.
- Los primeros marcapasos eran externos y requerían una fuente de energía que durante su desarrollo pasó por diferentes pasos, desde motores eléctricos accionados por manivela, grandes baterías recargables, corriente alterna del tomacorriente, lo cual conllevaba un riesgo potencial de electrocución hasta baterías de mercurio y después yoduro de litio.
- El desarrollo del transistor de silicio y su disponibilidad comercial en 1956, fueron hechos cruciales que llevaron a un rápido avance en la tecnología de los marcapasos cardíacos.
- La primera implantación clínica de un marcapaso interno en un humano la realizó el cirujano Åke Senning, en 1958, en el Instituto Karolinska, en Slona, Suecia; usó un marcapaso diseñado por Rune Elmqvist.
- Los marcapasos implantables construidos por el ingeniero Wilson Greatbatch y el Dr. William Chardack, se empezaron a usar desde abril de 1960 después de numerosas pruebas en animales. La innovación de Greatbatch respecto a los primeros dispositivos suecos consistía en el uso de baterías de mercurio como fuente de energía. El primer paciente en recibir uno de estos marcapasos vivió más de 18 meses.

- Hasta esta época todos los marcapasos eran poco confiables, porque tenían periodos cortos de vida, debido a que las baterías eran principalmente de mercurio.
- En 1971 Wilson Greatbatch usó la celda de yoduro de litio. A partir de entonces las celdas de yoduro de litio o ánodo de litio se convirtieron en el estándar para futuros diseños de marcapasos.



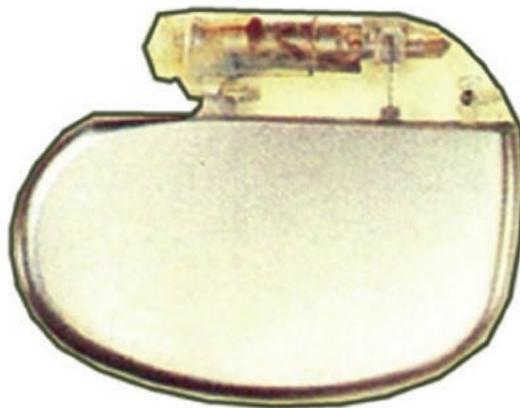
**Figura 5.21** Wilson Greatbatch. Septiembre 6, 1919 - Septiembre 27, 2011

- Un impedimento adicional a la confiabilidad de los primeros dispositivos era la difusión de vapor de agua de los fluidos corporales a través de la resina que encapsulaba los circuitos electrónicos. Este fenómeno se superó forrando el marcapasos con una cubierta de metal herméticamente sellada, inicialmente por Teletronics, de Australia (1969), seguida por Cardiac Pacemakers Inc., de Minneapolis (1972). Esta tecnología, que usa titanio en la cubierta, se convirtió en estándar hacia mediados de la década de 1970.
- En 1982-1983, en el Departamento de Semiconductores de la Universidad Autónoma de Puebla, se diseñaron y desarrollaron los primeros marcapasos cardiacos implantables con tecnología mexicana, puesto que sus transistores fueron manufacturados en México, en el Departamento de Semiconductores de la UAP.



**Figura 5.22** Marcapaso cardiaco de frecuencia fija diseñado y fabricado en el Departamento de Semiconductores de la UAP en 1982; los componentes electrónicos empleados en este marcapaso también se fabricaron en dicho departamento. Este marcapaso se implantó en perros

**Figura 5.23** Este tipo de marcapaso puede programarse mediante el envío de señales electromagnéticas a través de la piel



Marcapaso programable

- En 2011, Jorge Reynolds Pombo anunció el lanzamiento de un dispositivo del tamaño de un tercio de grano de arroz que no necesita baterías, y que puede ser monitoreado por internet desde cualquier parte del mundo. Éste, además, puede implantarse mediante cirugía ambulatoria y usa la energía del corazón para recargarse.

**Figura 5.24** Marcapaso externo UAP 8201, diseñado y fabricado en el Departamento de Semiconductores de la UAP en 1982, para ser probado de manera experimental en perros



Hoy en día, los marcapaso cardiacos modernos son programados de manera no invasiva mediante avanzados sistemas computarizados que usan radiofrecuencia (RF); mediante telemetría se obtiene información del paciente y del estado del marcapaso.

**Figura 5.25** Marcapaso moderno



## MARCAPASO GÁSTRICO

En la sección 4.4.2 se vio la estructura y funcionamiento del aparato digestivo. El marcapaso gástrico es un planteamiento distinto de tratamiento de la obesidad mórbida de entrada menos agresivo.

Existen tres grupos de tratamiento quirúrgico de la obesidad: desde la implantación del balón intragástrico, hasta los más radicales, como las gastrectomías y los *by-pass* gástricos. Entre estos extremos estaría la banda gástrica, que tiene también problemas, y luego estaría el marcapaso gástrico. A diferencia de los métodos más radicales, el marcapaso gástrico sí es una técnica reversible.

Es un aparato que se desarrolla a partir de un marcapaso cardiaco; su objetivo es marcar el paso en la alimentación. Es un sistema que no genera ningún tipo de restricción ni de alteración anatómica y, por tanto, totalmente reversible. Lo único que hace es detectar, por una parte, en qué momento y en qué cantidad se distiende el estómago, y en función de eso, generar una corriente eléctrica al estómago para promover sensación de saciedad.

Es un tratamiento fundamentado en el concepto de reeducación alimentaria. El objetivo de este aparato es reeducar a las personas con sobrepeso importante, que son obesos mórbidos, ayudándoles a seguir simplemente la dieta para volver a su peso ideal.

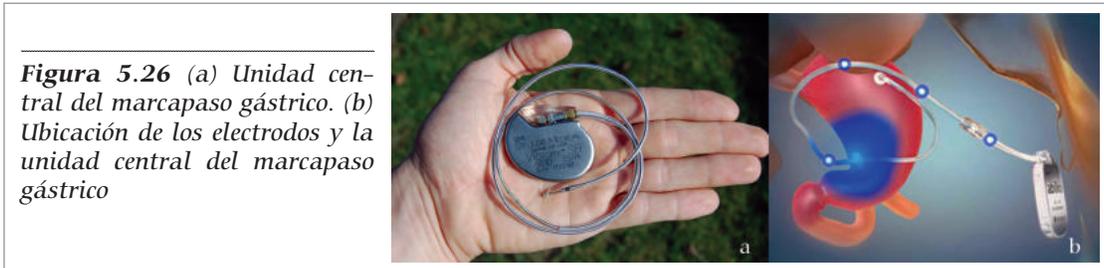
Es una técnica nueva probada en Estados Unidos y Alemania. Los primeros resultados apuntan a que el grupo de enfermos que se incluyen en el balón intragástrico y la banda gástrica y algunas formas de *by-pass* corto estarían indicados para el marcapaso gástrico. Son enfermos con índice de masa corporal (*Body Mass Index, BMI*) de 35 a 40 que condiciona ya morbilidades (en una persona no obesa el BMI no debe ser mayor de 25).

Se han realizado estudios, por petición expresa y consentimiento del enfermo, en pacientes superobesos y los resultados han sido también satisfactorios, sin embargo ésta no es la población "muestra". La población "muestra", es la mayoría de los obesos mórbidos que están en un BMI no mayor de 40. Es una técnica que, además de no tocar el tubo digestivo, tiene un sistema que permite comunicarnos con él. El enfermo llega a la consulta, se sienta, y, conectado a una computadora, se puede saber cuánto ha comido, cómo, por qué, y de qué manera; esto permite interactuar mucho con el paciente y es un importante factor para la reeducación.

Las ventajas respecto a las técnicas restrictivas son obvias. En el peor de los casos, si el aparato no da los resultados esperados, simplemente se desconecta. Los resultados son muy esperanzadores en cuanto que permite no alterar el tránsito intestinal, hacerlo en el ámbito ambulatorio perfecto, con abordaje laparoscópico mínimo y permite tener un control muy estricto de la evolución del enfermo a través de la computadora. La disminución del número de ingestas conlleva, a largo plazo, a pérdida de peso.

Por ello, el reto para los pacientes con menor reducción de peso está en mantener los cambios de comportamiento, en particular, en el número de ingestas. Así, la información diaria de los datos objetivos de comportamiento registrados por el marcapaso gástrico debe promover la modificación de la conducta y la consecuente pérdida de peso, aunque dicha información no incluya el número de calorías consumidas.

El marcapaso gástrico tiene similitudes con el cardíaco. Consiste en un dispositivo que se implanta subcutáneamente y dos electrodos. Uno detecta cuándo entra comida o bebida en el estómago y otro envía estímulos al nervio vago del estómago.



El marcapaso gástrico se implanta mediante laparoscopia, una técnica de mínima invasión dentro de la cavidad abdominal. Uno de los electrodos se coloca en la entrada del estómago para detectar cuándo se come o bebe, y el otro, donde se encuentran los nervios gástricos, los cuales producen las dilataciones y contracciones gástricas. Los electrodos están conectados a la unidad central. Además, ésta dispone de un impedanciómetro que permite detectar la actividad física del paciente. Todo esto se comunica de manera inalámbrica a una computadora que permite al médico (usualmente un endocrinólogo) interpretar los resultados y así poder vigilar el comportamiento del paciente e indicarle las pautas que debe seguir durante el tratamiento.



La colocación del marcapaso gástrico tiene pocas contraindicaciones que son muy precisas. No se puede poner a un paciente que lleva un marcapaso cardíaco. Tampoco se puede implantar durante el embarazo o en pacientes que hayan sido operados de cirugía bariátrica porque pueden tener dañadas las vías nerviosas con las que funciona el marcapaso gástrico.

Funciona de manera pactada el paciente, con el que se decide una serie de periodos en los que está permitido comer, usualmente cinco. El marcapaso detecta cuándo se come fuera de los horarios permitidos, que es uno de los comportamientos que causan mayor obesidad. Si se come fuera de los horarios, el marcapaso envía un impulso

al estómago que producirá distensión gástrica. El cerebro, vía nervio vago, tendrá la sensación de saciedad.

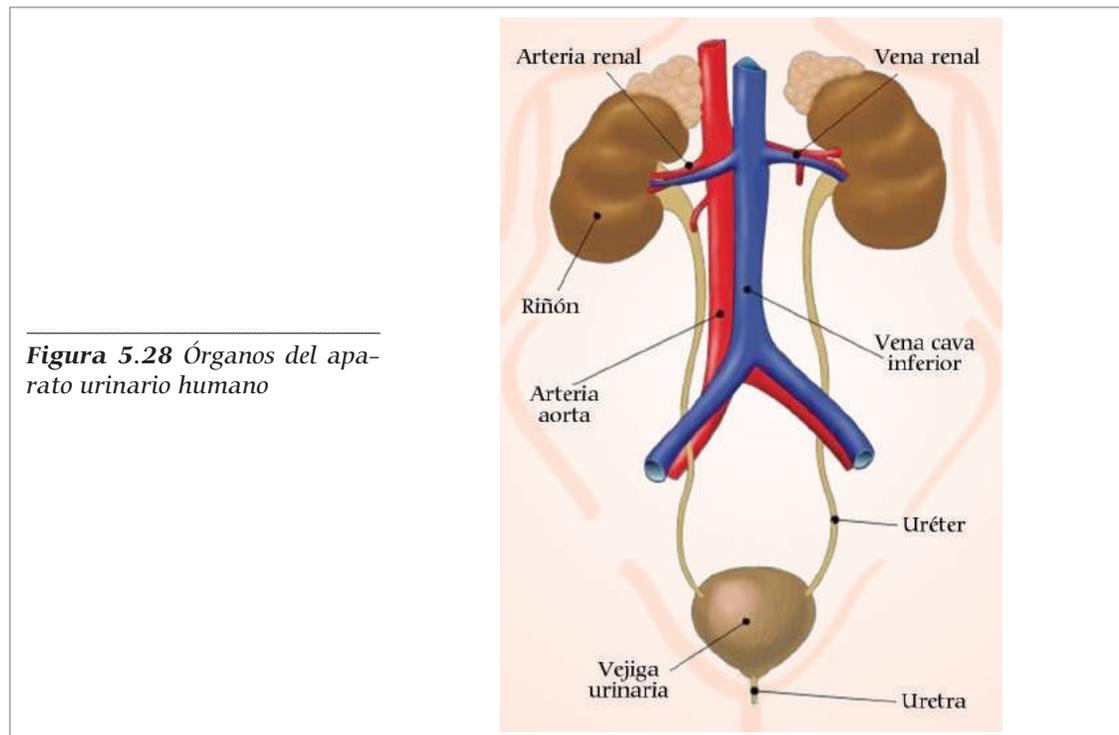
Es una terapia conductual. Todo el comportamiento del paciente se refleja en unas gráficas muy precisas que registran cuándo se ha comido y cuánto ejercicio se ha realizado.

A diferencia de otras técnicas, ésta no provoca vómito. Lo que provoca es una sensación de estar lleno y de no querer comer más. No es necesario llevar dieta especial como en otros tipos de cirugía que tratan de hacer una mala absorción de los alimentos. Con el marcapaso gástrico, el estómago está intacto y el tubo digestivo funciona perfectamente.

## ELECTROESTIMULACIÓN DE ESFÍNTERES

En la figura 5.28 se muestra el aparato urinario del cuerpo humano. A los riñones les compete la mayor parte de la actividad del aparato urinario. Los otros sectores son vías de paso y lugares de almacenamiento.

Sin embargo, como en todos los sistemas del cuerpo humano, también se presentan algunas patologías, las cuales se mencionan a continuación.



### Incontinencia urinaria

Definida como pérdida involuntaria de orina a través de la uretra. Existen diferentes tipos de incontinencia urinaria:

- De esfuerzo: Se presenta durante el incremento de la presión abdominal (con esfuerzo físico, tos y estornudos) en ausencia de contracción del músculo detrusor. Puede ser producida por falla en el cierre uretral, por pérdida de soporte anatómico de la uretra y de la unión uretrovesical, por hiperpresiones abdominales, etc. No está asociada a deseo miccional, ni se nota sensación previa de escape.
- De urgencia o vejiga inestable: Se caracteriza por estar acompañada de deseo intenso y súbito de orinar, donde el paciente generalmente tiene conciencia previa, pues siente ganas de orinar y no puede evitarlo. Suele asociarse a contracciones involuntarias del músculo detrusor por defectos neurológicos o inestabilidad vesical.
- Mixta: Combina urgencia y la emisión de orina al realizar esfuerzos, ejercicio, estornudar, toser o reír.
- Por rebosamiento: Asociada a una sobredistensión de la vejiga cuando la presión intravesical excede a la presión uretral máxima debido a una elevación de la primera asociada a sobredistensión vesical con o sin actividad del detrusor. Se manifiesta en forma de goteo, gota a gota o en chorro fino sin fuerza y breve, y está asociada a retención de orina continua. Se presenta en ausencia de deseo miccional.
- Neurógena: Toda alteración de la dinámica miccional cuyo origen está en el sistema nervioso (excluyendo las causas psicógenas) que puede dividirse en tres niveles: Cerebral, medular (alta o baja), de los nervios periféricos y mixta. La primera de ellas se manifiesta como incontinencia urinaria de urgencia con fuerte deseo miccional. La segunda se puede clasificar en lesión alta o suprasacra que producen descoordinación entre vejiga y uretra o, en lesión baja o sacra, donde la vejiga y la uretra quedan desconectadas del sistema nervioso.

Las técnicas más empleadas para el tratamiento de la incontinencia son:

- Corrección de la hiperlordosis.
- Desbloqueo diafragmático si procede.
- Prueba perineal.
- Valoración de la movilidad y posición del cóccix.
- Ejercicios de Kegel.
- Gimnasia abdomino-pelviana.
- Biorretroalimentación.
- Electroterapia.
- Técnicas de bloqueo perineal y automatización de éstas.
- Tratamiento de la hiperprogramación del músculo prepubiano.
- Calendario miccional.
- Trabajo de fascias.
- Bolas chinas.
- Medidas higiénico dietéticas.
- Tratamiento farmacológico (bajo prescripción médica).

## Enuresis

Micción involuntaria nocturna y/o diurna con posterioridad a una edad en que la mayoría de niños ya tiene la organización neuropsíquica de la continencia de los esfínteres.

Según datos epidemiológicos, se estima que cada año 15% de los enuréticos deja de serlo. A los 15 años sólo 1-2% de la población es enurética. Se ha descrito mayor incidencia de enuresis en: familias con bajo nivel socio-económico, niños de instituciones benéfico-asistenciales y familias numerosas; por ello, es posible que el nivel socio-cultural influya en un aprendizaje más lento y retrasado.

El tratamiento consiste en:

- Psicoterapia para descartar problemas a nivel psíquico.
- Electroterapia por vía externa.
- Calendario miccional.
- Terapias conductistas.
- Bio-retroalimentación por vía externa.
- Entrenamiento vesical.
- Ejercicios de Kegel.
- Gimnasia abdomino-pelviana.
- Ejercicios realizados según la técnica de Gay-Laroche.
- Tratamiento farmacológico, siempre bajo control médico.

## Patología prostática

El sistema perineal masculino es un sistema cerrado del que se tiene más conciencia convirtiéndolo en un mejor suelo pélvico. Los problemas que se presentarán se deben a secuelas prostáticas.

### Prostatitis

Inflamación de la próstata; causa dolor y molestias al orinar (escozor, aumento del número de micciones, etc.) que, con el tiempo, puede causar fibrosis uretral. En primera instancia, se trata con fármacos, en el caso de que no se viera mejoría, pasaría a ser candidato a tratamiento fisioterápico que consiste en:

- Vía interna: Cyriax con sonda en el conducto uretral, para romper la fibrosis. Es una técnica donde hay sangrado. Se realiza en un hospital.
- Vía externa: Desde la base del pene se sigue el conducto uretral y se realiza Cyriax. Se puede hacer con un gancho.

## Incontinencia urinaria de esfuerzo

Por lo general, la patología de próstata benigna no tiene secuelas. Éstas, como incontinencia urinaria, retención de orina o impotencia, entre otras, aparecen en el caso de resección total de próstata.

El tratamiento se realiza con:

- Prueba perineal vía anal.
- Ejercicios de Kegel.
- Valoración del bloqueo diafragmático y desbloqueo diafragmático, si procede.
- Biorretroalimentación.
- Ejercicios en retroversión pélvica, realizados según la técnica de Gay-Laroche.
- Técnica de bloqueo perineal ante los esfuerzos.
- Electroterapia por vía externa mediante electrodos de superficie colocados en el rafé ano-coccígeo o con anillos peneales sobre el pene y, por vía intracavitaria, mediante sonda rectal.
- Medidas higiénico-dietéticas.
- Calendario miccional.
- Gimnasia abdomino-pelviana.

Si al cabo de un año la sintomatología remite, el tratamiento consistirá en esfínter artificial y/o Viagra.

## Reeducación post-cirugía

El tratamiento se fundamenta en:

- Toma de conciencia de la musculatura.
- Disminuir los esfuerzos intra-abdominales.
- Refuerzo muscular del músculo elevador del ano y del esfínter uretral.
- Inducción miofascial (porque puede existir cierta retracción del tejido).
- Aprendizaje de cierre anticipado.

## Prolapsos

Descenso parcial o total de los órganos genitales internos de la mujer a través de la vagina. Recibe diferente nomenclatura dependiendo del órgano que se prolapsa: uretrocele, prolapso se produce a nivel de la uretra; cistocele si ocurre a nivel de la vejiga; rectocele cuando es el recto el que se prolapsa; elytrocele si son las asa intestinales a la altura del saco de Douglas; colpocele es el descenso de la pared vaginal y, finalmente, histerocele, cuando es el útero el que desciende y arrastra las paredes vaginales. El prolapso genital es la causa más frecuente de histerectomía en todos los grupos de edad.

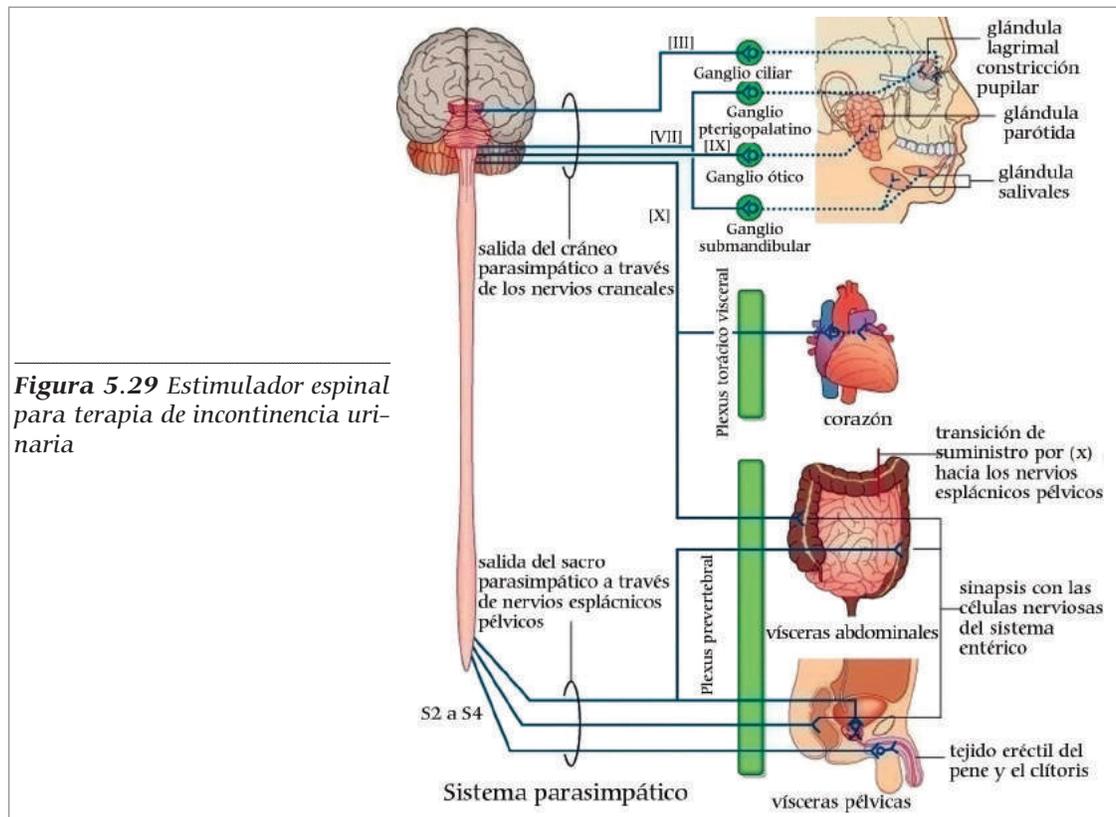
El tratamiento fisioterápico consiste en:

- Reducción manual del prolapso (siempre que sean de grado I en reposo o II en esfuerzo).

- Movimiento visceral mediante la técnica de TRUS.
- Prueba perineal para evaluar la capacidad de contracción del suelo pélvico.
- Evaluación de la movilidad y la posición del cóccix.
- Corrección de la hiperlordosis, si existe.
- Desbloqueo del diafragma (si está bloqueado).
- Ejercicios de Kegel.
- Ejercicios realizados según la técnica de Gay-Laroche.
- Técnicas de bloqueo perineal ante el esfuerzo y automatización de las mismas.
- Ejercicios abdominales preservando el periné.
- Biorretroalimentación.
- Gimnasia abdomino-pelviana.
- Indicar medidas higiénico-dietéticas.

## Patología de la micción en geriatría

El paciente geriátrico suele presentar patología múltiple. Sus principales enfermedades son crónicas y producen incapacidad física; a su vez, puede coexistir patología mental y situación social problemática. Tienen alta vulnerabilidad para sufrir procesos patológicos urinarios como: incontinencia, infecciones, retención de orina, obstrucción del tracto urinario, etc. Basándose en la incontinencia urinaria, ésta puede clasificarse en: transitoria si es corta evolución (menos de 4 semanas) y la pérdida de orina se considera funcional, no hay alteración estructural o crónica se trata de alteraciones estructurales localizadas en el tracto urinario o fuera de él. La duración es mayor de cuatro semanas y requiere realizar urodinamia para reproducir el mecanismo causante de incontinencia.



**Figura 5.29** Estimulador espinal para terapia de incontinencia urinaria

Al establecer el tratamiento se debe tener presente la pluripatología (demencia, alteraciones motoras, enfermedad cerebro-vascular, Parkinson, mal nutrición, deterioro funcional e ingesta de fármacos, como diuréticos) y los factores de riesgo asociados a la incontinencia urinaria, como: edad avanzada, sexo femenino, deterioro cognitivo, inmovilidad y dificultad para vestirse, tos crónica o estreñimiento, entre otros. Por otro lado, el esquema terapéutico individualizado con los objetivos establecidos se basará en:

- Medidas higiénico-dietéticas. Que la ropa tenga sistemas de apertura y cierre con velcro, disminución del consumo de sustancias excitantes, como el café, e ingesta de líquidos a partir de las siete de la tarde
- Medidas farmacológicas: Reducción o cambio de fármacos implicados en la incontinencia urinaria (diuréticos, psicofármacos, etcetera).
- Modificaciones estructurales: eliminación de barreras, retretes accesibles o en su defecto uso de cuñas
- Modificación de la conducta a fin de restablecer un patrón normal de vaciamiento vesical con técnicas realizadas por el paciente (ejercicios de suelo pélvico, biorretroalimentación, reentrenamiento vesical y entrenamiento conductual) o llevadas a cabo por el cuidador (micciones coordinadas, entrenamiento del hábito miccional).

## Incontinencia fecal

Se define como la pérdida involuntaria de materia rectal, tanto sólida, líquida, gaseosa o mucosa.

La prevalencia de esta afección se desconoce debido, por una parte, a la falta de definiciones objetivas de estos trastornos, a la negación del trastorno por parte de muchos pacientes, y a la variedad de los problemas estudiados. Las técnicas de rehabilitación ocasionan un incremento de la fuerza de contracción voluntaria máxima y mejoría del umbral de percepción rectal, lo que conduce a resultados clínicos excelentes: curación en 50% de los pacientes y mejoría en 75%; asimismo, el efecto del tratamiento se mantiene y no presenta ningún efecto secundario.

Las técnicas fisioterápicas por utilizar son:

- Electroestimulación
- Biorretroalimentación
- Balones rectales
- Ejercicios perineales contra-resistencia
- Masaje transversal
- Hábitos alimenticios
- Técnicas de propiocepción

## Encopresis

Es un tipo de incontinencia o pérdida de materia fecal derivada de estreñimiento distal importante. Es muy común en niños.

El esquema terapéutico consiste en:

- Limpieza del recto
- Enemas
- Biorretroalimentación
- Calendario defecatorio
- Medidas higiénico dietéticas

## Estreñimiento

Definida como dificultad defecatoria. Una persona padece estreñimiento si presenta, al menos, uno de los siguientes criterios:

- 1) Menos de tres evacuaciones a la semana,
- 2) Esfuerzos defecatorios excesivos en, al menos, 25% de las evacuaciones y
- 3) Heces duras en 25% de las evacuaciones.

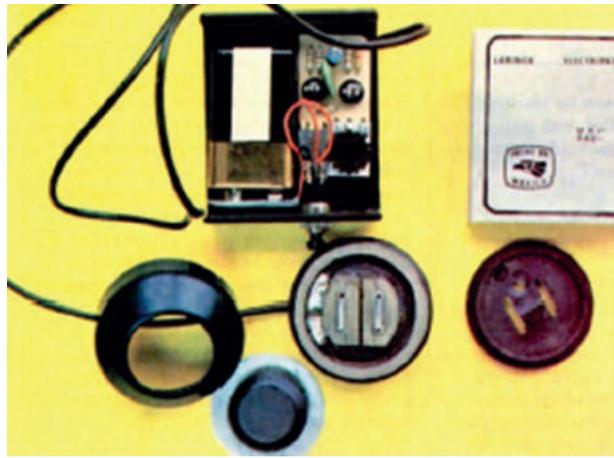
El estreñimiento y sus consecuencias son un problema de salud pública de prevalencia quizá superior al de la incontinencia fecal. Estudios epidemiológicos han demostrado que un tercio de las mujeres jóvenes, urbanas y trabajadoras, cumplen los criterios de estreñimiento funcional. El sobreesfuerzo defecatorio cotidiano, combinado con la debilidad del suelo pélvico (tras partos, cambios hormonales e intervenciones quirúrgicas, como histerectomía), genera fisiopatología con graves alteraciones de la morfología de la ampolla rectal (rectocele, prolapso rectal) y contribuyen, paradójicamente, a que muchas mujeres con estreñimiento en su juventud presenten incontinencia fecal en su madurez.

Las técnicas de tratamiento variarán en función del origen del problema:

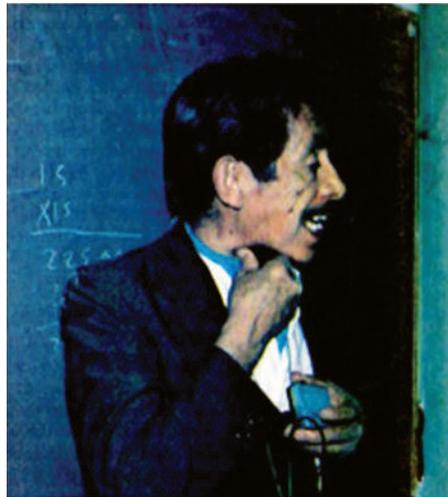
- Electroterapia
- Biorretroalimentación
- Gimnasia abdomino-pelviana
- Estiramiento, dilatación mediante un balón rectal
- Manipulación del cóccis
- Relajación de los músculos elevadores y del puborrectal
- Desbloqueo del diafragma
- Masaje de colon
- Posiciones defecatorias
- Enemas
- Medidas higiénico-dietéticas

## RECUADRO 5.1: LARINGE ELECTRÓNICA DISEÑADA Y CONSTRUIDA EN MÉXICO

*Figura 5.30* Laringe electrónica diseñada y construida en 1982 en el Departamento de Semiconductores de la UAP, con transistores fabricados en ese departamento



*Figura 5.31* Paciente utilizando la primera laringe electrónica construida en México en el Departamento de Semiconductores de la UAP



## Referencias Bibliográficas

1. Thibodeau G, Patton K. *Anatomía y fisiología*. Harcourt. 4ª edición.
2. Martínez Bustelo S, Ferri Morales A, Patiño Núñez S, Viñas Díaz S, Martínez Rodríguez A. *Entrevista clínica y valoración funcional del suelo pélvico*. *Fisioterapia* 2004; 26(5): 266-80.
3. Ragué JM. *Trastornos del suelo pélvico*. *Cir Esp* 2005; 77(5): 254-7.
4. Maña González M, Mesas A. *Incontinencia urinaria en la mujer: plan de cuidados de enfermería*. *Enfermería clínica* 2002; 12(5): 244-8.
5. <http://www.fisterra.com>
6. Grupo Cordobés para el Estudio de la Incontinencia Urinaria. *Implantación de un programa en incontinencia urinaria en un centro de salud*. *Aten Prim* 2003; 31(7): 446-52.
7. Vila Coll MA, Gallardo Guerra MJ. *Incontinencia urinaria, una visión desde la Atención Primaria*. *Semergen* 2005; 31(6): 270-83.
8. Cervera Deval J, Serralta Davia I, Macia Pareja C, Moreno Alzuyet J, Mayoral Azofra E. *Incontinencia urinaria: ¿Un problema oculto?* *Rehabilitación (Madr)* 2004; 38(1): 1-6.
9. González Rebollo A, Blázquez Sánchez E, Romo Monje M, Rioja Toro J. *Tratamiento rehabilitador de la incontinencia urinaria femenina*. *Rehabilitación (Madr)* 2003; 37(2): 79-85.
10. Biamonti M. *La incontinencia, todo lo que siempre has querido saber*. París: Notes Health Care. Octubre 2005.
11. Xhardez Y. *Vademécum de Kinesioterapia y de reeducación funcional*. Barcelona. El Ateneo, 2002. 4ª Ed.
12. Arcas MA, Morales JM, Gálvez DM, León JC, y cols. *Manual de Fisioterapia, módulo III*. Sevilla: Ed MAD, Nov 2004.
13. *Día Mundial de la Fisioterapia*. Colegio de Fisioterapeutas de Catalunya. Sep 2005.
14. Ferri A, Amostegui JM. *Prevención de la disfunción del suelo pélvico de origen obstétrico*. *Fisioterapia* 2004; 26(5): 249-65.
15. *Posgrado de Fisioterapia Obstétrica y reeducación de suelo pélvico*. Universidad Internacional de Cataluña. Oct 2005 – Jun 2006.
16. Falcón M, Luna A. *Fisioterapia y ocio*. La presencia del fisioterapeuta en el llamado turismo saludable. *Fisioterapia* 2006; 28(4): 190-4.
17. Putz R, Pabst R. *Atlas de anatomía humana*. Tomo 2 tronco, vísceras y miembro inferior. Madrid: Ed Panamericana, 21 Ed, 2ª reimpresión, Mayo 2002.
18. Tony Smith. *Atlas del Cuerpo Humano*, Londres: Ed Grijalbo, 1995.
19. <http://profesional.medicinatv.com>
20. Rouvière H, *Anatomía humana*, Masson, 2002.
21. <http://www.inper.edu.mx/revista/>
22. Pedroza Meléndez A, Pérez Benítez L. *Periódico Habilitas*. Año II No. 15. Jun de 2002.
23. Kramer M, Stunkard A, Marshall K. *Limited weight losses with an intragastric bubbles*. *Psychosomatic Medicine* 1988; 50: 192-209.
24. Leibel RL, Rosenbaum M, Hirsch J. *Changes in energy expenditure resulting from altered body weight*. *N Engl J Med* 1995; 332: 621-8.
25. Paschali AA, Goodrick GK, Kalantzi-Azizi A, Papadatou D, Balasubramanyam A. *Accelerometer feedback to promote physical activity in adults with type 2 diabetes: a pilot study*. *Percept Mot Skills* 2005; 100: 61-8.
26. Durán López R, Pedroza Meléndez A, Heredia Jiménez AH. *Fabricación y Caracterización de un Biomicrosensor de presión con Tecnología MEMS y Óptica Integrada*. Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla, Posgrado Ingeniería Biomédica, 2012.
27. Gupta MM, Kopt GK. *Neuro Vision System*. IEEE Press. IEEE Neural Networks.
28. Dowling JE. *The Retina an Approachable Part of Brain*. Ed The Belknap Press of Harvard University Press.
29. Zhou DD, Greenbaum E. *Implantable Neural Prostheses 1. Devices and Applications*. Springer 2009.
30. Pedroza Meléndez A. *Semiconductores: un paso hacia la independencia tecnológica*. *Ciencia y Desarrollo*, mayo-jun 1984; 56: 9-13.
31. Pedroza Meléndez A, Monroy J, Ortega Luis A. *Hacia una industria nacional de semiconductores*. *Ciencia y Desarrollo*, mayo-jun 1984; 56: 15-25.

32. Reyes Lazalde A, Méndez L, Moreno A, Rodríguez F. *Diseño y construcción de instrumental electromédico*. Ciencia y Desarrollo, mayo-jun 1984; 56; 52-63.
33. Pedroza Meléndez A. *La microelectrónica en la medicina y la cirugía*. Cirugía y Cirujanos, Academia Mexicana de Cirugía, ISSN 0009-7411, Nov-Dic 1997; 65(6): 174-7.
34. Pedroza Meléndez A. *Diseño y construcción de microherramientas para cirugía y medicina desarrolladas en México*, Memorias de la XLI Semana Quirúrgica Nacional, Academia Mexicana de Cirugía, México: Ags 1999; 45-9.
35. Pedroza Meléndez A, Cubillo MA, Guevara J. *Discapacidad humana presente y futuro: el reto de la rehabilitación en México*. ISBN: 968-7507-55-1, Secretaría de Educación Pública del Estado de Tlaxcala y Universidad del Valle de Tlaxcala, México, 2000.
36. Pedroza Meléndez A. *Desarrollo tecnológico y discapacidad*. Discapacidad humana presente y futuro: el reto de la rehabilitación en México, ISBN: 968-7507-55-1, Secretaría de Educación Pública del Estado de Tlaxcala y Universidad del Valle de Tlaxcala, México, 2000; 67-75.
37. Pedroza Meléndez A. *Dispositivo artificial electrónico para el control de incontinencia urinaria*. Habilitas, Año III, México, 2002; 20: 5.
38. Gedeon Andras, *Science and Technology in Medicine*, Springer, ISBN: 10:0-387-27874-5, EUA: 2006.
39. Bermúdez G. *La Corte de los Milagros en Puebla*. Información Científica y Tecnológica. México: CONACyT, Sep 1985; 7(108): 32-6.
40. Blanno García SG. *Diseño, Desarrollo y Construcción de una Laringe Electrónica*. Tesis de Ingeniería Mecatrónica. UPAEP Jun 2007.



# Sistema nervioso y redes neuronales

---

## PRINCIPIOS ANATÓMICOS FISIOLÓGICOS DE LA NEURONA

La unidad funcional básica del sistema nervioso es una célula especializada llamada neurona, que transmite información entre el cerebro y el resto del cuerpo. Las neuronas pueden clasificarse según su función y morfología; de tal manera que se pueden dividir en tres grandes grupos: 1) Neuronas sensoriales, 2) Neuronas motoras y 3) Interneuronas. El primer grupo está conectado a receptores sensoriales que realizan funciones específicas. Por ejemplo, en la detección de presión, calor, intensidad de luz y calor, olores y sabores, etc. El segundo grupo está conectado a los músculos y se encarga de controlar la contracción y relajación de éstos. Por último, las interneuronas sirven, como puentes, para enviar información de una neurona a otra.

La anatomía de una neurona está formada por cuerpo celular, un soma (en el cual se extienden dos estructuras: las dendritas y el axón). Las dendritas pueden consistir de cientos de ramas, las cuales reciben señales de otras neuronas. El axón es una rama simple y larga que transmite señales de salida desde la neurona hacia partes alejadas del sistema nervioso. La longitud de un axón va desde menos de un milímetro, hasta más de un metro; los axones más largos son los que van de la médula espinal a los pies. Por el contrario, las dendritas algunas veces alcanzan dos milímetros.

La transmisión de información de una neurona a otra ocurre en la sinapsis, la cual es el punto donde una neurona entra en contacto con otra. El pulso nervioso, iniciado en el soma se propaga a través del axón en forma de una onda de pulsos cortos (potencial de acción). El pulso nervioso comienza como una señal eléctrica, sin embargo, para poder viajar a través de otras neuronas, antes de ser convertida en señal química (neurotransmisores). Esta conversión se realiza en las vesículas presinápticas, las cuales secretan los neurotransmisores que se difunden a través del espacio sináptico, lo cual provoca un nuevo pulso nervioso en la neurona receptora que vuelve a ser de nuevo eléctrico.

La suma de varias señales recibidas en la neurona post-sináptica determinará si el pulso nervioso ocurre o no. La amplitud de la señal "total" depende del número total de las señales de entrada en qué tan cerca estas señales ocurrieron en el tiempo.

La amplitud de la señal "total" puede exceder un umbral, de modo que la neurona pueda disparar un potencial de acción. No todas las neuronas contribuyen a la excitación de la neurona post-sináptica; efectos inhibitorios pueden ocurrir debido a una estructura, en particular asociadas con varias neuronas. Por tanto, una neurona post-sináptica recibirá al mismo tiempo tanto señales excitativas como inhibitorias, y su salida depende de la suma de todas las señales. Esta operación entrada/salida representa una operación de cómputo neuronal, la cual se realiza, repetitivamente, en miles de millones de neuronas de manera simultánea.

En contraste con la actividad eléctrica medida en el cráneo, la propagación de esta actividad a lo largo del axón se manifiesta como una serie de potenciales de acción, donde todas las formas de ondas tienen amplitudes idénticas. Esta notable característica se explica por la propiedad encendido/apagado de la neurona. La intensidad de la señales de entrada es, por otra parte, modulada por la frecuencia de disparo de los potenciales de acción. Por ejemplo, una frecuencia de disparo rápido en las neuronas sensoriales de la piel está asociada con el dolor; otro ejemplo se observa en las motoras, en donde una frecuencia de disparo mayor está asociada con una contracción más fuerte de los músculos.

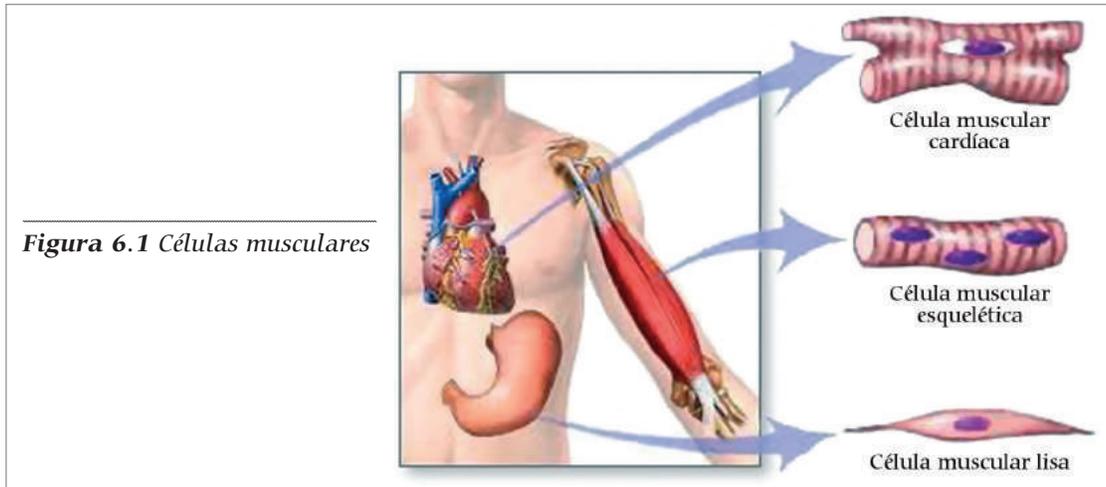
Las neuronas no son demasiado útiles si trabajan solas; su mayor poder se produce cuando se interconectan para formar circuitos ("redes neuronales"); cada circuito está asociado a un proceso específico de procesamiento de la información. Un ejemplo bien conocido de estos circuitos neuronales es el reflejo al golpe en la rodilla. Este circuito es activado por los receptores musculares que, mediante el golpe de un martillo inician una señal que viaja a lo largo de las vías aferentes. La información sensorial recibida estimula a las neuronas motoras a través de los conductos sinápticos y se genera una nueva señal, la cual viaja periféricamente de regreso, activando la contracción muscular asociada al reflejo.

## Potenciales de acción y unidades motoras

La contracción del tejido muscular hace posible que podamos mover diferentes partes de nuestro cuerpo, como: ojos, boca y lengua, y en el interior del cuerpo para mover órganos como corazón, estómago y sistema intestinal.

Dependiendo de su función, los músculos pueden ser clasificados en tres grandes grupos: 1) Músculo esquelético, 2) Músculo liso, 3) Músculo cardíaco o estriado. El músculo esquelético se encuentra unido a los huesos y facilita el movimiento y postura del cuerpo, en tanto que el músculo liso se encuentra en los intestinos y en los vasos sanguíneos. El músculo cardíaco (miocardio) se contrae para crear la pulsación cardíaca. Al hacer una analogía con el efecto piezoeléctrico, las células del miocardio se contraen al recibir un pulso eléctrico o un impacto mecánico, como ocurre cuando se aplican primeros auxilios a una persona que padece fibrilación cardíaca.

En el músculo esquelético la contracción es controlada por impulsos eléctricos, esto es, potenciales de acción que se propagan entre las neuronas del sistema nervioso y periférico del sistema nervioso, y que se unen a los músculos para poder activarlos. Estos potenciales de acción se originan en el cerebro o en la médula espinal y viajan en dirección de los músculos para poder controlarlos. A la unión de una fibra muscular con una neurona se le llama unidad motora.

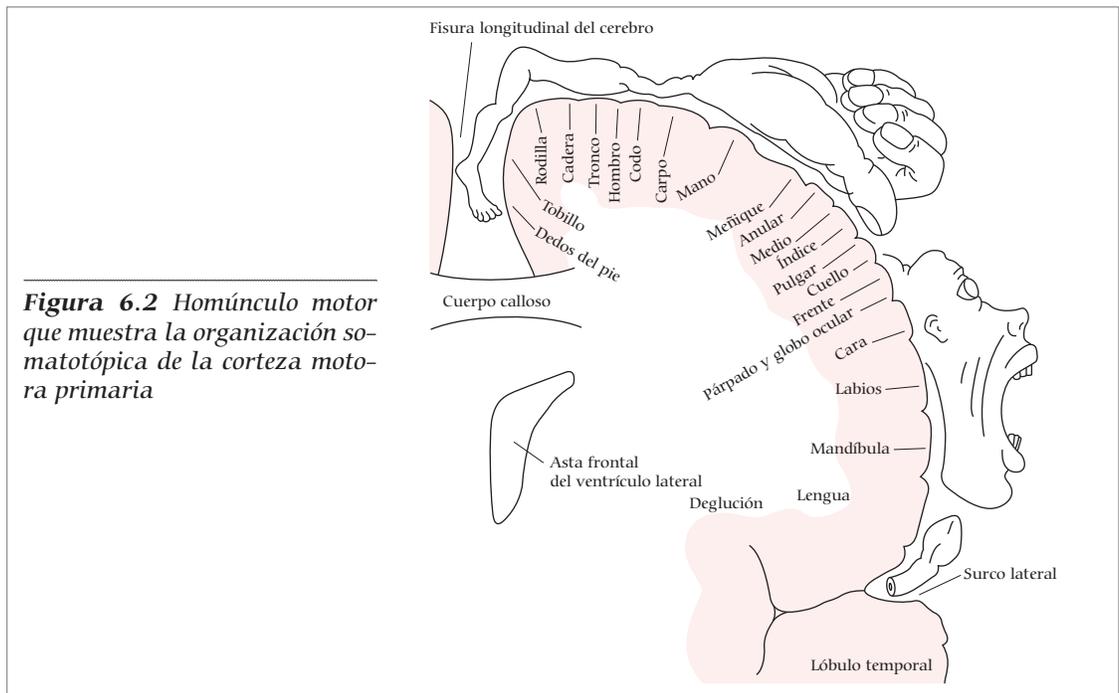


Dependiendo de la función del músculo, una unidad motora puede activar a una sola fibra muscular (control de la mano) figura 6.2, homúnculo de Penfield, el cual es representación didáctica de la inervación motora de las diferentes partes del cuerpo, las partes que en el dibujo aparecen más grandes, tienen densidad neuronal mayor que las pequeñas; esto es evidente en los músculos grandes, donde una sola unidad motora controla cientos de fibras musculares.

La información recibida desde los sentidos, o generada por el pensamiento, es procesada en muchas partes del cerebro. Algunas áreas procesan datos sensoriales como: luz, temperatura, presión, olores y sabores y sonidos, en tanto que otros emiten órdenes que inician o coordinan movimientos voluntarios. La contracción de una fibra muscular inicia cuando los potenciales de acción naturales alcanzan la unión neuromuscular y disparan potenciales de acción que se propagan a lo largo de las membranas excitables de las fibras musculares; a esto se le llama reclutamiento de unidades motoras.

## Conceptos y términos básicos en neurología

Dos tipos de células están presentes en el cerebro: neuronas, las cuales reciben, procesan e integran información; y glía (o células gliales), son soporte para las neuronas. Las células gliales y sus procesos completan el espacio entre las neuronas. Los procesos neurogliales proveen un marco de trabajo para las neuronas, y ayudan a regular los niveles de iones y otras sustancias (es posible incluir los neurotransmisores) en el espacio extracelular del cerebro.



**Figura 6.2** Homúnculo motor que muestra la organización somatotópica de la corteza motora primaria

Las neuronas están agrupadas en el cerebro en grupos celulares discontinuos llamados núcleos. En algunas regiones del cerebro, tales como la retina o el cerebelo, cuerpos celulares neuronales (*perikarya*) están dispuestos en capas nucleares. Las capas asociadas a los procesos son las plexiformes (también llamadas capas moleculares o neurópi-las); éstas son sitio de extensivas interacciones entre procesos de la célula neuronal.

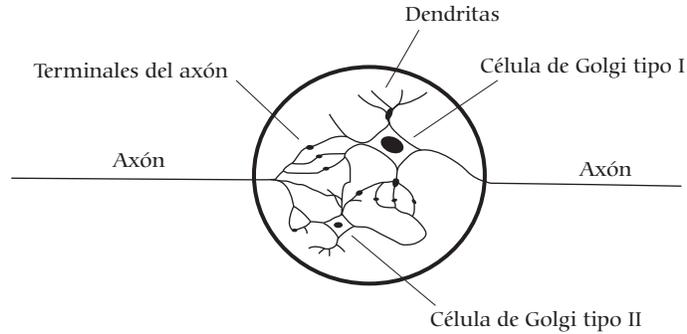
A menudo se distinguen en el cerebro vertebrado dos tipos básicos de neuronas: células de Golgi tipo I, los procesos del cual extiende entre los núcleos o entre capas plexiformes, y células de Golgi tipo II, los procesos del cual están confinados a un núcleo o una simple capa plexiforme (Figura 6.3). Las células de Golgi tipo I son más grandes que las células de Golgi tipo II. Dos tipos de procesos surgen de las neuronas: las dendritas, las cuales son cortas, tupidas de elementos y estrechas y los axones, los cuales son más largos, elementos más finos y terminan en gran cantidad de axones terminales. Las neuronas, en general, tienen dendritas numerosas, pero sólo un simple axón.

En las células de Golgi tipo I, las dendritas están especializadas para la recepción; la información de dichas células se transmite por medio del axón y sus terminales. Los procesos de las células de Golgi tipo II son menos especializados; esto es, ambas, dendritas y axones, pueden recibir y transmitir información. El papel principal de la neurona de Golgi tipo II es integrar la información dentro de un núcleo o capa plexiforme.

La información se transmite eléctricamente a través de las neuronas, y las células nerviosas generan dos tipos básicos de potenciales: potenciales graduados y potenciales de acción. Los potenciales graduados son generados en los receptores sensoriales y en las dendritas. Éstos son sostenidos en la naturaleza, durante el tiempo que dure el estímulo, con una amplitud que es proporcional a la magnitud del estímulo. Los potenciales graduados son potenciales locales (que no son transmitidos), y sus amplitudes disminuyen mientras se alejan de su sitio de generación. Éstos se suman (todos juntos),

y pueden ser positivos o negativos. Los potenciales graduados no tienen umbral; por ejemplo, un simple quantum de luz (fotón) absorbido por un fotorreceptor genera un pequeño potencial graduado.

**Figura 6.3** Representación altamente simplificada de un núcleo cerebral. Dos tipos de neuronas están presentes en el núcleo cerebral: Golgi tipo I, cuyos axones se proyectan a otros núcleos, y células de Golgi tipo II, cuyos procesos están confinados al núcleo. Las dendritas de las células de Golgi tipo I reciben la señal de entrada, desde las terminales del axón, pero las dendritas de las células de Golgi tipo II pueden recibir la señal y proveer la salida sináptica



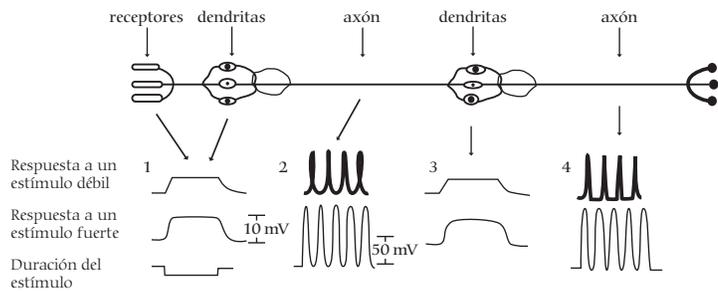
Los potenciales de acción, a menudo llamados impulsos o espigas, son grandes (0.1V), transitorio (~1-2 mseg), potenciales del todo o nada, que son generados a lo largo de axones. Ellos envían la fuerza de la señal del estímulo por frecuencia en lugar de amplitud. Usualmente los potenciales de acción son transmitidos, esto es, son regenerados de manera continua a lo largo del axón; por tanto, un potencial de acción en el extremo de un axón es idéntico en amplitud a uno en el inicio. Los potenciales de acción también tienen un umbral; por ejemplo, para que un potencial de acción sea generado, el voltaje a través de la membrana celular (potencial de membrana) debe cambiar en 15 mV.

La figura 6.4 ilustra la interacción entre los potenciales graduados y de acción en el sistema nervioso. Algunas células con axones cortos pueden funcionar sólo con potenciales graduados (como se ilustra por la célula receptora sensorial en la figura 6.4). Algunas neuronas de Golgi tipo II no tienen axones (estas células se llaman células sin axón, o amácrinas) y también pueden funcionar sin los potenciales de acción. La mayoría de las neuronas, sin embargo, tiene ambos tipo de potenciales. Los potenciales graduados en las dendritas se suman para cambiar el potencial de membrana de la célula por el suficiente tiempo para accionar el disparo de los potenciales de acción en los axones. Así, los potenciales graduados generan potenciales de acción en una neurona; por esta razón a veces se les llama generadoras de potenciales.

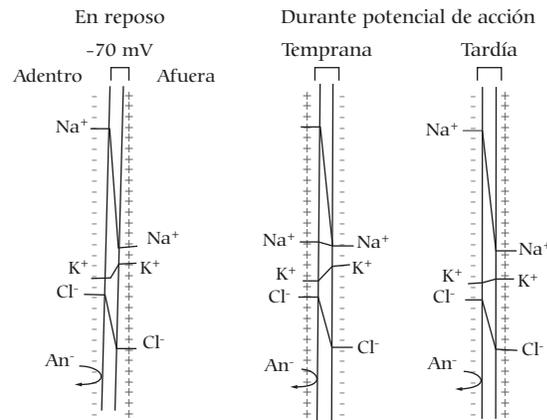
En las neuronas, el potencial de reposo es, por lo general, de -70 mV; la carga dentro de la célula es negativa relativo a la carga exterior. El potencial de reposo a través de las membranas celulares es establecido por una distribución diferencial de los iones a través de la membrana (esto es, en los dos lados de la membrana) y una permeabilidad diferencial de la membrana a los iones (Figura 6.5).

La distribución de iones desigual a través de las membranas celulares es resultado de la actividad de las bombas de iones activas en la membrana celular. Estas bombas

**Figura 6.4** Los dos tipos de potenciales generados por neuronas. En una cadena de neuronas, la información se lleva a lo largo de los axones por potenciales de acción. En las uniones entre las células (sinapsis), los potenciales graduados son generados en las dendritas de las neuronas postsinápticas (recibiendo). Los potenciales graduados en las dendritas activan el disparo de los potenciales de acción en los axones de las células postsinápticas, y la información es así transmitida a las terminales del axón de la célula, donde separa a otras neuronas. 1 y 3, potenciales graduados; 2 y 4, potenciales de acción



**Figura 6.5** Representación esquemática de una permeabilidad relativa de una membrana neuronal a varios iones en reposo durante la elevación (temprana) y la fase de caída (tardía) del potencial de acción



impulsan los iones a través de la membrana y “arriba” (o “en contra”) de su gradiente de concentración (esto es, de una región de baja concentración iónica a una de concentración iónica más alta). La permeabilidad diferencial de la membrana celular a los iones se debe a los canales iónicos selectivos que se encuentran dentro de la membrana celular y sólo dejan pasar ciertos iones a través de la membrana. En la mayoría de los casos, la concentración del ion potasio ( $K^+$ ) es alta de manera intracelular, en tanto que las concentraciones del ion sodio ( $Na^+$ ) y el ion cloro ( $Cl^-$ ) son altas de manera extracelular. En reposo, las membranas celulares del nervio son más permeables al  $K^+$ , menos al  $Cl^-$ , y mucho menos permeable al  $Na^+$ .

En reposo, la membrana es muy impermeable al  $Na^+$  (indicado por la barrera de caída del  $Na^+$  debe atravesar para entrar a la célula). La membrana es mucho más permeable al  $K^+$  (indicado por la barrera moderada de  $K^+$  debe sobrevenir para atravesar la membrana). La permeabilidad del  $Cl^-$  de la membrana es intermedia a la del  $Na^+$  y el  $K^+$ , y la membrana es totalmente impermeable a los aniones orgánicos ( $An^-$ ). Las concentraciones relativas de los iones en cualquier lado de la membrana se indican por el tamaño de las letras que representan a los iones. Así, las altas concentraciones de  $Na^+$

y  $\text{Cl}^-$  están afuera de la membrana celular, y las altas concentraciones de  $\text{K}^-$  y  $\text{An}^-$  están adentro de la célula, figura 6.5.

En reposo, el interior de la célula es más negativo que en el exterior (por 70m V), porque la membrana es relativamente permeable al  $\text{K}^+$ , por tanto, permite algo de  $\text{K}^+$  a través de la membrana celular. Este movimiento de  $\text{K}^+$  deja un exceso de cargas (-) dentro de la célula y agrega cargas (+) al exterior de la célula.

Durante la generación de un potencial de acción, la membrana se vuelve muy permeable al  $\text{Na}^+$ , por tanto, permite la rápida creación de carga (+) dentro de la célula y causa un potencial de membrana que cambie de -70 mV a +50 mV. Después de un corto tiempo ( $\sim 1$  mseg), la membrana, otra vez, se vuelve impermeable a los iones de  $\text{Na}^+$ , pero ahora la membrana se vuelve más permeable a los iones  $\text{K}^+$ . La rápida salida de  $\text{K}^+$  a través de la membrana atrae la carga positiva del interior de la célula y restaura el potencial de reposo. Durante la generación de un potencial de acción, las permeabilidades de membrana al  $\text{Cl}^-$  y al  $\text{An}^-$  no cambian.

Los potenciales graduados son generados en un receptor o dendrita por un estímulo que cambia la permeabilidad de la membrana y altera canales iónicos específicos en la membrana para que un ion, o una combinación de iones, pueda pasar de manera más eficaz a través de la membrana celular. En otras palabras, después de la estimulación los iones se pueden dirigir hacia “abajo” de sus gradientes de concentración (esto es, moverse de la región de alta concentración a una de menor concentración). Este movimiento iónico, por lo general, cambia el potencial de membrana. Cuanto mayor sea el estímulo, más iones cruzan la membrana celular y mayor será el cambio de potencial. Así, la respuesta es graduada con (proporcional a) la fuerza del estímulo.

El voltaje desarrollado a través de la membrana depende no sólo del número de iones que fluyen (corriente, o  $I$ ), sino también en la resistencia ( $R$ ) de la membrana, de acuerdo con la ley de Ohm,  $V = IR$ . La resistencia de la membrana refleja la facilidad con la cual los iones pueden atravesar la membrana. Mientras la permeabilidad de la membrana cambia, también lo hace la resistencia de la membrana.

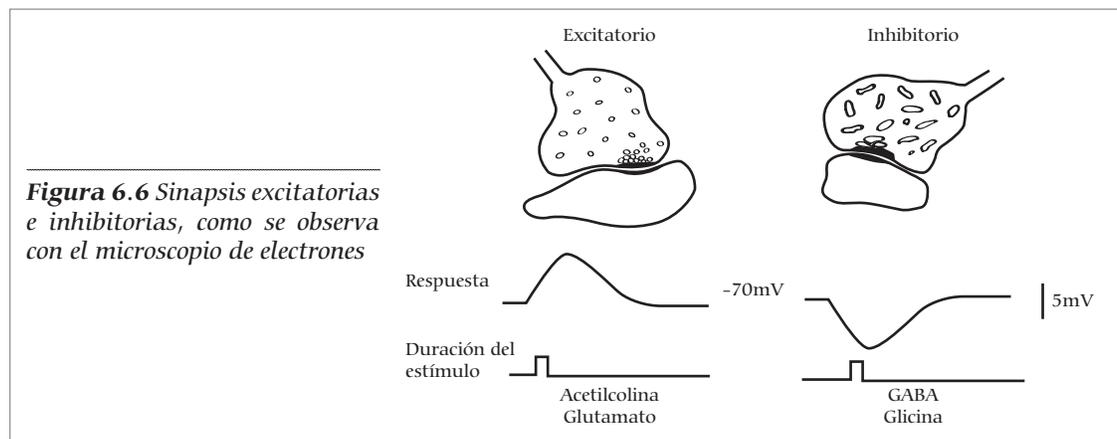
La conductancia de la membrana ( $G$ ) es una cantidad relacionada con la permeabilidad de la membrana, es el inverso de la resistencia de la membrana,  $G = 1/R$ ; esto no sólo refleja la permeabilidad iónica de la membrana, sino también el número y distribución de iones permeables. Una manera sencilla de detectar los cambios en la permeabilidad de la membrana (conductancia) es medir la resistencia de la membrana. Esto se puede hacer al pasar un pulso de corriente conocido dentro de una neurona y medir el voltaje que desarrolla a través de la membrana. La resistencia es determinada al dividir el voltaje entre la corriente,  $R = V/I$ .

Los axones contienen canales iónicos cuyas permeabilidades dependen en el voltaje a través de la membrana (llamados canales dependientes de voltaje). Cuando la membrana es despolarizada (esto es, cuando el potencial de membrana se vuelve menos negativo), los canales de  $\text{Na}^+$  empiezan a abrirse. Los potenciales de acción son generados cuando el potencial de membrana decreta a 15 mV: de -70 a -55 mV. En el

umbral ( $\sim -55$  mV), se inicia un cambio rápido en la permeabilidad de membrana para  $\text{Na}^+$  (Figura 6.5). Este cambio permite la cantidad suficiente de iones positivos de  $\text{Na}^+$  dentro de la célula para cambiar el potencial de membrana de  $-55$  mV a  $+50$  mV. La permeabilidad incrementada para  $\text{Na}^+$  es transitoria, dura casi 1 mseg. Luego, los canales de  $\text{K}^+$  se abren, por tanto, permiten al  $\text{K}^+$  abandonar la célula (Figura 6.5). El interior de la célula se vuelve más negativo, y el potencial de membrana se restaura de manera rápida a  $-70$  mV. Todo esto ocurre en 1–2 mseg, de manera inmediata, después del cual se puede generar un nuevo potencial de acción en el axón.

El último paso incluye las bombas de membrana, las cuales extruyen el  $\text{Na}^+$  de la célula y bombean el  $\text{K}^+$  para restaurar los gradientes de concentración a través de la membrana. Sin embargo, muy pocos iones cruzan la membrana durante la generación de un potencial de acción, de manera relativa al número de iones dentro y fuera de las células nerviosas, que toma cientos y cientos de potenciales de acción para alterar el gradiente de concentración de manera significativa. Así, las bombas pueden actuar relativamente lentas. Se debe notar, que, al final, los potenciales de acción dependen del  $\text{Ca}^{2+}$  que se encuentran en algunas células nerviosas.

Los nervios y células receptoras sensoriales pasan la información por sinapsis (Figura 6.6), los cuales son sitios en donde estas células hacen contacto funcional. La mayoría de las sinapsis en el cerebro son químicas, pero también son conocidas las sinapsis eléctricas. Las sinapsis químicas liberan sustancias que se difunden a través de pequeños espacios extracelulares (espacio sináptico, usualmente de 20–30 nm) e interactúan con proteínas receptoras específicas; se llaman sustancias neuroactivas, de manera más específica neurotransmisores o neuromoduladores. Estas son liberadas en sitios especializados que están presentes más comúnmente en las terminales del axón, pero también lo están en algunas dendritas (particularmente en las células de Golgi tipo II).



**Figura 6.6** Sinapsis excitatorias e inhibitorias, como se observa con el microscopio de electrones

El sitio de liberación es la membrana presináptica; el sitio donde la sustancia neuroactiva actúa es la membrana postsináptica. En las sinapsis eléctricas, las membranas de las células que interactúan están muy cerca (a 2 nm), formando regiones de unión. Asociadas a los canales iónicos no selectivos extendidos desde una célula a otras región de unión, por tanto, permiten que los iones y pequeñas moléculas pasen casi

libres entre dos células en cualquier dirección. Así, los cambios de potenciales en una célula son transmitidos de manera rápida y fielmente a la célula adyacente mediante estas uniones.

Las sinapsis excitatorias son caracterizadas por las vesículas sinápticas redondas; las sinapsis inhibitorias, a menudo, tienen vesículas aplanadas. Las especializaciones de membrana, a lo largo de vesículas, son características vistas en los sitios de liberación del transmisor. En las sinapsis excitatorias un pequeño potencial de despolarización (positivo) se obtiene en la célula postsináptica y decrementa el potencial de membrana por 5 mV o desde el potencial de membrana en reposo (-70 mV); en la mayoría de las sinapsis inhibitorias se genera una pequeña hiperpolarización (negativa), por tanto, hacen el potencial de membrana de la neurona más negativa aún. La acetilcolina y el glutamato son transmisores excitatorios; ácido  $\gamma$ -amino butírico y la glicina son transmisores inhibitorios.

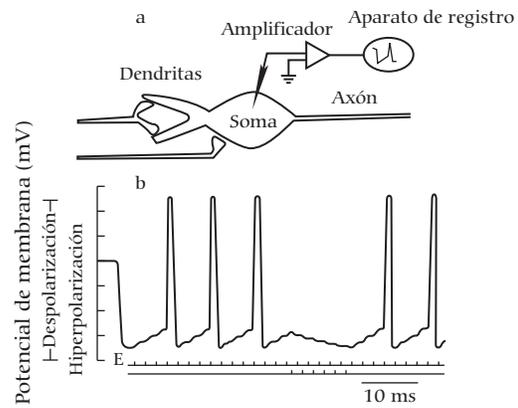
En el citoplasma adyacente a la membrana presináptica de la sinapsis química, e, inclusive, agrupándose en la membrana en sí, son pequeñas vesículas sinápticas con frontera de membrana que almacenan sustancias neuroactivas (Figura 6.6). Las especialidades en la membrana presináptica (proyecciones de electrones densos) o en citoplasma adyacente (lazos sinápticos) ayudan a enlazar las vesículas a la membrana, en donde su posición pueden liberar sus contenidos hacia el espacio sináptico. La liberación ocurre cuando la membrana presináptica se despolariza, pero la liberación generalmente necesita  $\text{Ca}^{2+}$ . En poco tiempo, la despolarización abre canales específicos de  $\text{Ca}^{2+}$  (voltaje sensitivo) que están cerca o dentro de la membrana presináptica. La llegada de  $\text{Ca}^{2+}$  amarra las vesículas a la membrana, por tanto, se habilitan para liberar sustancia neuroactiva.

En varias sinapsis, las sustancias liberadas (llamadas neurotransmisores en estos casos) interactúan con receptores específicos que están ubicados en la membrana postsináptica y están ligados a canales iónicos (a menudo llamados canales químico-sensitivos). La activación de estos receptores cambia la permeabilidad de la membrana y genera potenciales graduados en la célula postsináptica (Figura A.4).

Si los cambios en la permeabilidad de la membrana llevan a un incremento neto de carga positiva en la célula postsináptica (por la entrada de  $\text{Na}^+$  hacia la célula, por ejemplo), la célula se despolariza y el potencial graduado es excitatorio (Figura 6.6). Esto es, que el potencial de membrana se mueve hacia un umbral de potencial de acción (Figura 6.7), promueve la liberación de sustancias neuroactivas desde sinapsis cercanas, o ambos. Si la permeabilidad de membrana cambia, lleva a un incremento neto de cargas negativas en la célula (por ejemplo, por la entrada de  $\text{Cl}^-$  o la salida de  $\text{K}^+$  o ambos), la célula se hiperpolariza. En este caso, el potencial sináptico es inhibitorio; esto es, que mueve el potencial de membrana lejos del umbral de potencial de acción (Figura 6.7) y decrementa la liberación de sustancias neuroactivas de las sinapsis cercanas.

Cuando la pipeta se inserta en la neurona, un potencial de reposo de -70 mV es registrado. La señal de entrada excitatoria (mostrada por tics a lo largo de la abscisa E) causa despolarización de potencial graduado (sináptica), el cual agrega y trae el potencial de

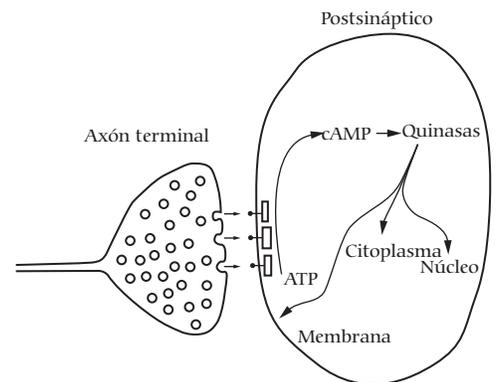
**Figura 6.7** Diagramas esquemáticos que muestran la interacción de las entradas sinápticas excitatorias e inhibitorias hacia la neurona. El registro en b es de un registro intracelular hecho con una micropipeta insertada en el cuerpo celular de una neurona a. En esta ubicación se detectan los potenciales generados en las dendritas, cuerpo celular y el axón son detectados



membrana de la célula al umbral del potencial de acción ( $\sim -55$  mV). La generación de un potencial de acción causa una inversión rápida del potencial de membrana, seguido de una rápida recuperación. Con estimulación continua de la entrada excitatoria, la célula se despolariza otra vez y un potencial de acción adicional se dispara. La entrada inhibitoria a la célula (mostrada por picos a lo largo de la abscisa I) causa la generación de la hiperpolarización de potenciales graduados (sináptico), el cual hace negativos los efectos de los potenciales sinápticos excitatorios y lleva el potencial de membrana lejos de la espiga de disparo del umbral. La célula no dispara en tanto la entrada inhibitoria esté activa, inclusive que la entrada excitatoria continúe. Cuando la entrada inhibitoria termina, la célula otra vez se despolariza y dispara potenciales de acción.

Usualmente los agentes neurotransmisores diferentes son liberados en sinapsis excitatorias e inhibitorias. La acetilcolina y los aminoácidos ácidos L-glutamato son neurotransmisores excitatorios, ya sea ácido  $\gamma$ -aminobutírico (GABA) y glicina son transmisores inhibitorios. En muchas sinapsis excitatorias, las vesículas sinápticas son redondas; en varias sinapsis inhibitorias son aplanadas. Esta diferencia puede reflejar el hecho de que diferentes agentes neurotransmisores son liberados en la mayoría de sinapsis excitatorias e inhibitorias.

**Figura 6.8** Efectos de un neuromodulador. El neuromodulador liberado en la sinapsis interactúa con los receptores en una neurona postsináptica. La estimulación del receptor activa los sistemas de enzimas intracelulares, en este caso una enzima (adenilato ciclasa) que convierte el ATP a AMP cíclico. El AMP cíclico es conocido por activar otras enzimas llamadas quinasas, las cuales agregan o eliminan grupos fosfato de las moléculas y, por tanto, las activan o desactivan. El AMP cíclico dependiente de quinasas puede ejercer efectos en el núcleo, en el citoplasma, o en la membrana celular, alterando así potencialmente varios procesos celulares



Como se indicó, no todas las sustancias liberadas de las vesículas en los sitios sinápticos actúan en las células postsinápticas. A menudo se distingue un segundo tipo de sustancias neuroactivas (neuromoduladores). Los neuromoduladores modifican la

actividad de las neuronas postsinápticas en una variedad de formas, pero no alteran de manera directa la permeabilidad de membrana. Por ejemplo, los neuromoduladores interactúan con los receptores celulares del nervio que están ligados a la frontera de membrana o enzimas intracelulares. Cuando estos receptores están excitados, las enzimas son activadas y producen cambios bioquímicos en la neurona postsináptica. Los neuromoduladores tienen acción lenta, y sus efectos pueden durar minutos, horas, días, o más.

La figura 6.8 muestra cómo trabaja un sistema neuromodulador. La sustancia neuromoduladora interactúa con el receptor postsináptico y activa la enzima adenilato ciclasa, la cual convierte el adenosin trifosfato (ATP) a AMP cíclico. El AMP cíclico, llamado segundo mensajero, en cambio, activa otras enzimas, llamadas quinasas, las cuales catalizan reacciones que agregan grupos fosfato a las moléculas celulares. Por este proceso, llamado fosforilación, las células prenden o apagan procesos bioquímicos. Tales quinasas pueden actuar a varios niveles dentro de la célula, desde el núcleo hasta la membrana celular. Las enzimas, además de la adenilato ciclasa, son también conocidas por ser activadas por neuromoduladores. Algunas de estas enzimas producen otros segundos mensajeros, que interactúan con otras quinasas u otras moléculas. Las sustancias neuroactivas que actúan principalmente como neuromoduladores incluyen las monoaminas: dopamina, norepinefrina, serotonina y una cantidad de neuropéptidos.

## Características de la glía

Las células de sostén del SNC se agrupan bajo el nombre de neuroglia o células gliales (pegamento neural). Son 5 a 10 veces más abundantes que las neuronas mismas. Las células de la neuroglía, en su mayoría, derivan del ectodermo (la microglía deriva del mesodermo) y son fundamentales en el desarrollo normal de la neurona, ya que se ha visto que un cultivo de células nerviosas no crece en ausencia de células gliales.

Pese a ser consideradas células de sostén del tejido nervioso, existe dependencia, funcional muy importante entre neuronas y células gliales. De hecho, las neuroglías tienen un papel fundamental durante el desarrollo del sistema nervioso, puesto que ellas son el sustrato físico para la migración neuronal. También tienen una importante función trófica y metabólica activa que permite la comunicación e integración de las redes neurales. Cada neurona tiene recubrimiento glial complementario, que solamente se rompe para dar paso a las sinapsis. De este modo, parece que las células gliales tienen una función fundamental en la comunicación neural.

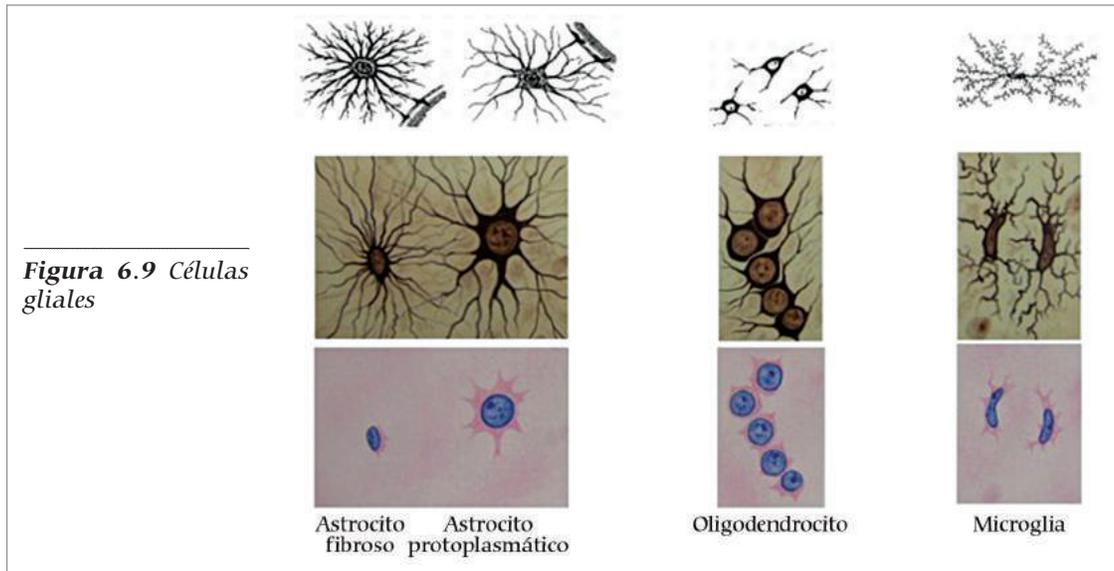
### Algunas funciones de la Neuroglía:

- a. Estructura de soporte del encéfalo.
- b. Separan y aíslan grupos neuronales entre sí.
- c. Tamponan y mantienen la concentración de potasio en el líquido extracelular.
- d. Retiran neurotransmisores liberados en sinapsis.
- e. Guían a las neuronas durante el desarrollo del cerebro.
- f. Forman parte de la barrera hematoencefálica, la cual está formada por ellas y el endotelio de los capilares encefálicos, y constituye una barrera selectiva al paso de sustancias entre el sistema nervioso y la sangre.

- g. Algunas células gliales participan en la nutrición de la neurona.
- h. Participan en procesos de reparación del sistema nervioso.
- i. Las células gliales son el origen más común de tumores cerebrales (gliomas).

## Tipos de células de la glía

Existen tres tipos principales de células gliales: Astrocitos, Oligodendrocitos y Microglía.



**Figura 6.9** Células gliales

### Macroglías

Se denomina así al grupo de células de glía constituido por astrocitos y oligodendrocitos.

### Astrocitos

Son las neuroglías más grandes, su forma es estrellada. Se caracterizan por tener, en su pericarión, cantidad de haces de filamentos intermedios compuestos de proteína ácida fibrilar glial (PAFG).

Existen dos tipos especializados:

1. **Astrocitos tipo I o Protoplasmático:** Se encuentran principalmente en la sustancia gris del sistema nervioso central. Tienen forma de estrella, citoplasma abundante, núcleo grande y muchas prolongaciones muy ramificadas que suelen extenderse hasta las paredes de los vasos sanguíneos en forma de pedicelos. De esta manera, los astrocitos tipo I participan en la regulación de las uniones estrechas de las células endoteliales de los capilares y vénulas que conforman la barrera hematoencefálica.

Los astrocitos más superficiales emiten prolongaciones con pedicelos hasta contactar con la piamadre encefálica y medular, lo que origina la membrana pial-glial.

2. **Astroцитos tipo II o Fibroso:** Emiten prolongaciones que hacen contacto con la superficie axonal de los nodos de Ranvier de axones mielínicos, suelen encapsular las sinapsis químicas. Por tal conformación, es posible que se encarguen de confinar los neurotransmisores a la hendidura sináptica y eliminen el exceso de neurotransmisores mediante pinocitosis.

Algunas funciones que vale la pena destacar de los astroцитos en el SNC, son:

- a. Forman parte de la barrera hematoencefálica, que protege al SNC de cambios bruscos en la concentración de iones del líquido extracelular y de otras moléculas que pudieran interferir en la función neural. Parece que influyen en la generación de uniones estrechas entre las células endoteliales.
- b. Eliminan los iones de potasio ( $K^+$ ), el glutamato y la GABA del espacio extracelular.
- c. Son importantes almacenes de glucógeno; su función es esencial debido a la incapacidad de las neuronas para almacenar moléculas energéticas.
- d. Conservan los neurotransmisores dentro de las hendiduras sinápticas y eliminan su exceso.

### ***Oligodendrocitos***

Su cuerpo celular es pequeño y el citoplasma es muy denso (son una de las células más electrón-densas del SNC); es rico en RER, polirribosomas libres, complejo de Golgi, mitocondrias y microtúbulos. El núcleo es esférico y más pequeño que el de los astroцитos. Presentan menor cantidad de prolongaciones y menos ramificadas que los astroцитos.

Los **oligodendrocitos interfasciculares** son células responsables de la producción y mantenimiento de la mielina en los axones del SNC. Se colocan en columnas entre los axones de la sustancia blanca. Las prolongaciones tienen forma de lengua; cada una de ellas se enrolla alrededor de un axón y originan un segmento internodal de mielina. Por tanto, un oligodendrocito puede originar segmentos internodales de varios axones a la vez, a diferencia de las células de Schwann. Al igual que en el SNP, la vaina de mielina está interrumpida por los nodos de Ranvier. A diferencia de como ocurre en la célula de Schwann, un oligodendrocito no puede moverse en espiral alrededor de cada axón que mieliniza; lo más probable es que las prolongaciones se enrollen alrededor de los axones cercanos hasta formar la vaina de mielina.

En conclusión, la mielina del SNC es producto del movimiento centrípeto de las prolongaciones oligodendríticas entre el axoplasma y la cara interna de la mielina en formación.

La mielina del SNP es producto del movimiento centrífugo de las células de Schwann alrededor de la superficie externa de la mielina en formación.

Los **oligodendrocitos satélites** se encuentran en la sustancia gris y se asocian a los somas, no se conoce el tipo de unión ni su finalidad.

**Células de Schwann:** Forman mielina en el SNP.

Células Capsulares o Satélites: Rodean las neuronas en los ganglios periféricos

### **Microglías**

Están dispersas en todo el SNC; se encuentran pequeñas cantidades en condiciones normales; son de origen mesodérmico. Son células pequeñas y aún más oscuras que los oligodendrocitos. Su núcleo es denso, tienen escaso citoplasma y prolongaciones retorcidas de corto alcance con pequeñas espinas.

En las zonas de lesión, las microglías se dividen, aumentan de tamaño y adquieren facultades fagocitarias. Su función es eliminar las células dañadas y la mielina alterada. Se consideran parte del sistema fagocítico mononuclear. Las células satélites, células de Schwann y células del epéndimo se pueden considerar células gliales periféricas.

**Células endimarias:** Forman una capa de células cuboideas o cilíndricas que reviste cavidades: los ventrículos cerebrales y el canal central de la médula espinal.

Sus características morfológicas y funcionales se relacionan con el transporte de fluidos. La capa neuroepitelial de la cual se origina, es ciliada en algunas regiones, y el epéndimo maduro también lo es. En distintas localizaciones del encéfalo, las células endimarias se modifican para formar el epitelio secretor de los plexos coróideos.

Los tanicitos son células endimarias modificadas que envían prolongaciones hacia neuronas neurosecretoras y vasos sanguíneos del hipotálamo; se ha sugerido que los tanicitos transportan LCE a estas neuronas.

**Células satélites:** Dan soporte físico, protección y nutrición para las neuronas ganglionares de los ganglios craneales, espinales y autonómicos en el sistema nervioso periférico (SNP).

**Células de Schwan:** Proporcionan aislamiento (mielina) a las neuronas del sistema nervioso periférico (SNP); son el equivalente periférico de los oligodendrocitos del SNC.

### **Neuroglía**

El nombre del tejido glial procede del griego *glía*, que significa pegamento. Las primeras descripciones de estas células comenzaron a hacerse a finales del siglo pasado, se estructuraron a principios del siglo xx y se atribuyen al español Pío del Río Hortega quien, en 1919, desarrolló una técnica histológica a base de carbonato de plata, que permitió diferenciar la microglía de las neuronas, en el cerebro de mamíferos. Ya en 1920, los microscopistas describieron y clasificaron tres tipos de células gliales (astroglía, oligodendroglía y microglía), clasificación que después se modificó.

Las células gliales difieren en tamaño y forma y tienen prolongaciones que, aunque, no se semejan al axón y a las dendritas, con frecuencia se adhieren a las neuronas y a las paredes de los vasos sanguíneos del sistema nervioso. La proliferación de las células glia-

les casi siempre ocurre como una reacción a la degeneración neuronal o, también, como reacción secundaria a los procesos patológicos que causan degeneración neuronal.

Al igual que las neuronas, las células gliales no forman un sincitio, sino que conservan su individualidad; así, la microscopía electrónica ha permitido revelar un hecho interesante: en los sitios en que los cuerpos neurales y sus prolongaciones no están en contacto sináptico con otra neurona, están envueltos por los cuerpos o prolongaciones de las células gliales. No parece, entonces, que la distribución de las prolongaciones gliales sea aleatoria o que se limite simplemente a cumplir los requisitos de un apoyo mecánico de las neuronas.

A principios del siglo pasado, Santiago Ramón y Cajal, con base en sus observaciones directas en el microscopio, llegó a la conclusión que las prolongaciones de las células gliales, se disponían siempre de tal modo que impedían el contacto entre las prolongaciones de las neuronas, en aquellos sitios inapropiados para la transmisión de sus señales específicas. Se ha demostrado que cada neurona tiene un patrón característico de revestimiento glial, que se complementa con el patrón específico de sus conexiones sinápticas; a nivel de la sinapsis queda interrumpida la barrera glial y en esos puntos hay contacto entre las neuronas, sea directo (en las sinapsis eléctricas) o mediado (en las sinapsis bioquímicas).

Al aislar e individualizar los numerosísimos caminos que pueden llevar hasta determinada neurona, las células gliales tienen una función esencial en las funciones de comunicación con el sistema nervioso; también parecen mostrarse como importante mediador del metabolismo normal de las neuronas, aunque todavía se sabe poco al respecto y existen pruebas de su acción en la eliminación del potasio ( $K^+$ ) extracelular que se acumula como resultado de la actividad neuronal.

Siempre que las neuronas son afectadas por un proceso patológico distante o local, los elementos gliales que las rodean reaccionan de algún modo, por lo que intervienen activamente en la degeneración y regeneración de las fibras nerviosas, en los trastornos vasculares y en diferentes enfermedades infecciosas, las células gliales son causa de tumores del Sistema Nervioso Central (SNC).

Su número es variado; en el SNC se encuentran entre 10 y 50 veces más células gliales que neuronas, constituyen 90% de las células de este sistema en el humano. A diferencia de las neuronas, las que no generan señales eléctricas, aunque poseen potenciales de membrana, que pueden variar a placer, en un amplio rango, sin que se produzca ningún potencial activo. En términos generales, las células gliales pueden dividirse en diversos momentos, durante el ciclo vital.

Se puede agrupar el tejido glial en cinco categorías, correspondientes a las células no neuronales, en el sistema nervioso central (SNC) y en el sistema nervioso periférico (SNP):

**Macroglía:** lo forman los astrocitos y los oligodendrocitos (SNC).

**Microglía:** las células microgliales propiamente dichas (SNC).

**Epéndimo:** incluye todas las células endimarias: tanicitos, endimocitos y células de los plexos coroideos (SNC).

**Células de Schwann:** son las células periaxiales de los nervios periféricos (SNP).

**Células satélites periféricas (SNP):** Que no se consideran en esta obra.

Entre las funciones que pueden atribuirse a las células gliales, están:

1. De soporte y aislamiento.
2. De eliminación, por acción macrofágica.
3. De suministro y mantenimiento de las vainas de mielina.
4. Tampón. En relación con el potasio extracelular y algunos neurotransmisores como el GABA y la serotonina.
5. Como guías o conductoras de las neuronas cuando tienen que migrar a distintas partes del sistema nervioso durante el desarrollo.
6. Nutritivas y tróficas.
7. Neurotóxicas.

Las células gliales regulan el desarrollo de las dendritas, de neuronas de mamíferos, *in vitro*. Cuando las neuronas simpáticas se cultivan en ausencia de células gliales, extienden su axón, pero no sus dendritas. Al adicionar células gliales se induce el desarrollo de dendritas en las neuronas mencionadas. La sustancia OP-1 (Proteína osteogénica 1) liberada por las células gliales, similar a la proteína ósea morfogenética, simula el mismo efecto. La OP-1, de manera específica, promueve la diferenciación, pero no la supervivencia de las neuronas simpáticas en el cultivo.

Las células de los mamíferos necesitan señales de las células vecinas para sobrevivir; la supervivencia de las neuronas es promovida por la glía y viceversa. No obstante la cantidad de estudios de laboratorio que demuestran que la supervivencia neuronal depende de factores peptídicos derivados de la glía, aún no se ha podido demostrar esta relación en el vivo pero, dado que las neuronas degeneran en ausencia de tejido glial, es probable que, al menos por lo revelado en estudios en insectos, las células gliales aporten señales necesarias para la supervivencia neuronal.

## Embriología

Durante el desarrollo del tubo neural, las células de la capa del manto se diferencian en neuroblastos -que dan origen a las neuronas- y en spongioblastos; éstos, a su vez, dan origen a los astroblastos -que se convierten en astrocitos- y a los oligodendroblastos -que se convierten en oligodendroglías-. Todas estas células derivan del neuroectodermo. Las células de la microglía pueden derivar del mesodermo; su origen se ubica en las células periciticas de los vasos sanguíneos del sistema nervioso (SN); aumentan de tamaño y se vuelven grandes fagocitos tisulares fijos (macrófagos tisulares del SN o histiocitos de este tejido). Algunos estudios realizados en la microglía, en ratas, confirman su origen mesodérmico y le proporcionan una segunda fuente importante de microglía a la capa adventicia de los grandes vasos.

## Histología

**Astroglías:** Son las células más grandes del tejido glial, tienen forma de estrella, poseen gliofibrillas y abundantes gránulos de glucógeno. Los filamentos gliares difieren de los neurofilamentos en que se agrupan en fascículos más densos, son de menor diámetro y su composición protéica es diferente. Su componente fundamental es la proteína acídica fibrilar de la glía, con un PM de 51000. Se les ha asociado con funciones nutritivas de las neuronas. Los tipos más estudiados son:

1. **Astrocito fibroso:** tiene fibras finas en el cuerpo celular y en sus prolongaciones, las cuales son más largas, más delgadas y más abundantes. Se les encuentra principalmente en la sustancia blanca, interpuestos entre los fascículos de fibras nerviosas, por lo que se han denominado astrocitos interfasciculares. Se fijan a los vasos sanguíneos por medio de sus prolongaciones.
2. **Astrocito protoplasmático:** Tienen prolongaciones cortas, gruesas y poco numerosas, lo que le da a la célula un aspecto musgoso. Muchas de sus expansiones están unidas a la pared de los vasos sanguíneos, por lo que reciben el nombre de pies perivasculares; de igual manera se les encuentra unidas a la piamadre; ocupan casi todo el espacio existente entre los vasos sanguíneos y las neuronas; para algunos autores forma parte integral de la barrera hematoencefálica. En otros casos, el cuerpo celular se adhiere a la pared de un vaso sanguíneo o sobre la superficie interna de la piamadre. Algunas células de este tipo, más pequeñas, se aplican a los cuerpos de las neuronas y representan un tipo de célula satélite.

Los astrocitos protoplasmáticos se encuentran en la sustancia gris, entre los cuerpos neurales, por lo que también se les denomina astrocitos interneurales.

Gran cantidad de prolongaciones astrocíticas se encuentran entrelazadas en las superficies externa e interna del SNC, donde forman las membranas limitantes respectivas (externa e interna). La membrana limitante glial interna por debajo del epéndimo es la que tapiza los ventrículos cerebrales y el conducto central de la médula espinal. En el embrión, estas prolongaciones sirven como andamiaje para la migración de las neuronas inmaduras (neuroblastos). Almacenan glucógeno en su citoplasma, el cual puede ser degradado a glucosa y liberado hacia las neuronas circundantes en respuesta a la acción de la noradrenalina: que nutre a la neurona.

Los astrocitos participan con la microglía en actividades fagocíticas, eliminando restos de tejido nervioso, como cuando captan terminaciones sinápticas axónicas en degeneración. Luego de la muerte de neuronas por procesos patológicos, los astrocitos proliferan y llenan los espacios previamente ocupados por aquéllas, fenómeno conocido como gliosis de reemplazo. Son muy sensibles a los cambios de potasio extracelular, por lo que su función de tampón impediría que las neuronas vecinas se despolarizaran cuando la concentración extracelular aumenta como consecuencia de la descarga repetitiva de las neuronas adyacentes. Desempeñan así una función de delimitador de zonas de actividad neuronal y, al menos en ratas, se ha notado que durante el desarrollo y maduración del SNC los astrocitos de los hemisferios cerebrales, por influencia

de la hormona tiroidea (T3), secretan factores que promueven cambios morfológicos, sin afectar su proliferación celular.

El GABA liberado puede ser recapturado por la glía e incorporarse al ciclo de Krebs al convertirse en glutamato por acción de la enzima GABA alfa cetoglutarato transaminasa (GABA-T). El glutamato no puede ser reconvertido en las células gliales por carecer éstas de la enzima ácido glutámico descarboxilasa (GAD), la que sólo se localiza en las neuronas del Sistema Nervioso Central y en la retina y cuya acción permite la conversión del glutamato en GABA. De esta manera, el glutamato es convertido en las células gliales en glutamina por acción de la enzima glutamino sintetasa.

**Oligodendroglías:** Son células de tamaño intermedio, más pequeñas que la astrogλία y, a su vez de mayor tamaño que las células microgliales; tienen prolongaciones más cortas y menos numerosas y se encuentra en estrecha relación con los axones y con los somas neuronales en el SNC, y se encuentra más frecuentemente en la sustancia blanca. Tienen citoplasma denso, rico en ribosomas y en cisternas de retículo endoplasmático rugoso, un gran aparato de Golgi y abundante número de mitocondrias.

Las micrografías muestran que las prolongaciones de un solo oligodendrocito se unen con la vaina de mielina de varias fibras nerviosas; sin embargo, sólo una prolongación se une con la mielina situada entre dos nodos axonales (de Ranvier) adyacentes (un solo oligodendrocito puede formar 60 segmentos internodales). También circundan los cuerpos de las células nerviosas (oligodendrocitos satélites) y probablemente tengan una función similar a la de las células satélites o capsulares de los ganglios sensitivos periféricos. Se cree que influyen en el ambiente bioquímico de la neurona y, por participar en la formación de la mielina, tienen gran importancia en enfermedades que afectan a ésta. Las oligodendroglías tienen un importante papel en la formación y mantenimiento de la vaina de mielina de las fibras nerviosas del SNC, por lo que, en las fibras nerviosas periféricas, la vaina mielínica la forman las células de Schwann.

En cultivos de tejidos, los oligodendrocitos muestran movimientos pulsátiles rítmicos. Se desconoce el significado de esta conducta en relación con su función normal en el cerebro.

**Microglías:** Estas células fueron descritas por primera vez por Pío del Río Hortega quien, en virtud del lugar de origen -mesodermo- las denominó mesoglías; son células más pequeñas que las antes citadas y se distribuyen por todo el Sistema Nervioso Central. Del Río Hortega determinó que la microglía aparece inicialmente en el desarrollo cerebral como cuerpos amorfos y que su diferenciación y proliferación se presenta de manera notable cuando hay daño del tejido nervioso. Las microglías no viven del todo en el SNC, pues no son más que monocitos que inundan dicho sistema cuando se presenta lesión en los vasos sanguíneos del tejido nervioso.

Se ha establecido que la microglía se origina, tanto del neuroepitelio, como de la médula ósea, durante la vida de un animal, y que algunas células de la médula ósea adulta pueden ingresar al cerebro; aunque la mayoría se vuelve microglías, un pequeño porcentaje puede transformarse en astrocitos, hecho desconocido en humanos. El feto en desarrollo genera muchas más neuronas y células gliales de las que en realidad

necesita. Con el tiempo, las células que no se utilizan mueren y las microglías jóvenes, todavía primitivas y aún no ramificadas, eliminan las células muertas.

Se han identificado dos sustancias secretadas por la microglía: el factor de crecimiento de fibroblastos y el factor de crecimiento del nervio. La microglía en reposo libera niveles bajos de factores de crecimiento, los cuales podrían ayudar a madurar las neuronas y favorecer la supervivencia de la glía. La microglía en reposo responde de manera casi instantánea a las alteraciones en su micromedio ambiente y prepara a las neuronas y a otras células dañadas, a su alrededor. Los signos de tal activación son la retracción de sus prolongaciones, los cambios de forma, la producción de proteínas (no encontradas cuando están en reposo) y la síntesis de otras proteínas en pocas cantidades.

Las microglías son fagocitos y tienen receptores para la fracción constante Fc de las inmunoglobulinas y para el factor C 3b del complemento. La acumulación de macrófagos en el sitio de la lesión está influenciada también por su capacidad para proliferar. Se ha demostrado *in vitro* que los astrocitos promueven el crecimiento de los macrófagos. También determinan algunas funciones en los mismos, tales como: actividad fagocítica, citotoxicidad y actividad microbicida.

Se ha observado aumento en la producción de los marcadores de activación en la microglía, aumentando neurotoxinas, asociadas con episodios inflamatorios que pueden también contribuir a la enfermedad de Alzheimer. Ha sido bien documentado que la respuesta de reacción glial ocurre de manera temprana y es de gran magnitud después de la infección de virus; observaciones que apoyen la conclusión de que la glía responde efectivamente, al aislar las neuronas afectadas durante un periodo cuando la progenie de virus se está replicando y pasando de manera transináptica para infectar otras neuronas dentro de un circuito neuronal.

Las microglías promueven la remodelación de la red nerviosa por:

1. Fagocitosis de desechos neuronales durante el desarrollo.
2. Producción de factores neurotróficos, y
3. Construcción del sustrato que permite el crecimiento neuronal.

Estas propiedades del linaje funcional de células macrofágicas pueden ser esenciales, tanto para el desarrollo del Sistema Nervioso como para la respuesta al daño cerebral, pues las microglías no sólo fagocitan sustancias y agentes extraños, sino que activan a los linfocitos T y B (Inmunidad celular e inmunidad humoral). Por su producción de interleukina 1 y de factor de necrosis tumoral (TNF-alfa) participan en el mecanismo de la gliosis.

Las microglías tienen un papel crucial en el desarrollo del embrión al secretar factores de crecimiento importantes para la formación del SNC y, aunque representan importante fuerza defensiva, las evidencias indican que también causan destrucción tisular nerviosa, pérdida de neuronas y desmielinización. La quimiotaxis, la unión al endotelio y la extravasación, son reguladas por las citoquinas secretadas por la microglía.

Numerosas evidencias demuestran que la microglía puede causar o exacerbar varias condiciones incapacitantes, entre ellas: apoplejía, enfermedad de Alzheimer, esclerosis múltiple, esclerosis lateral amiotrófica, enfermedad de Parkinson y otros trastornos degenerativos.

Las sustancias que produce la microglía activada y que lesionan el tejido nervioso son intermediarios de oxígeno reactivo como el ión superóxido, el radical hidroxil (uno de los compuestos más tóxicos en el organismo) y el peróxido de hidrógeno, sustancias que median de manera efectiva la neurotoxicidad, destruyen microorganismos y pueden dañar las membranas, las proteínas y el DNA de las neuronas y otras células. Las microglías producen también enzimas del tipo de las proteasas, que pueden horadar las membranas celulares (2). La neurotoxicidad de la microglía se acentúa principalmente en lesiones agudas del SNC, tales como traumatismos e isquemia, situaciones en que los macrófagos se acumulan en el sitio de la lesión.

Se ha propuesto una acción desmielinizante de los macrófagos luego de haberse observado en experimentos que, al suministrar sustancias citotóxicas a ratas en el décimo octavo día de su desarrollo, para cuando la mielinización ya estaba establecida, ésta se altera. Se ha observado también, *in vitro*, que el TNF- $\alpha$  es citotóxico para los oligodendrocitos de la rata. Y aunque el VIH no ataca a las neuronas, porque las neuronas no se regeneran, si infecta a la microglía. La microglía se modifica con la edad; al perderse el control, sin duda se promueve la destrucción neural y podría contribuir a la pérdida de la memoria en la senilidad.

**Ependimocitos:** Son células de linaje ependimario del sistema ventricular que limitan las cavidades ventriculares y los plexos coroideos y participan en la producción de líquido cefalorraquídeo que, en los ventrículos del cerebro adulto, pueden ser células vástago neuronales multipotentes, que pueden generar nuevas neuronas y células gliales. Dichas células vástago pueden ser aisladas de la zona subventricular en la pared del ventrículo lateral, dividiéndose, en respuesta al factor de crecimiento epidérmico y al factor 2 de crecimiento del fibroblasto.

Las células vástago forman una pequeña población de 0.1% a 1% de células, relativamente quiescentes que, cuando se dividen, aumentan la progenie neuronal y glial. Se ha propuesto que, además, se dividen asimétricamente para formar células hijas, las cuales permanecen indiferenciadas en la capa ependimaria, en tanto otras células se desplazan hacia la capa baja subventricular, para ser una fuente precursora de neuronas y glía que migran hacia sus destinos finales. En experimentos con ratas a las que se les causó una lesión en la médula espinal, se observó que la división de las células vástago se incrementaba considerablemente, para generar astrocitos migratorios dentro del área lesionada, hecho aún desconocido en seres humanos.

**Células de Schwann:** En el sistema nervioso periférico producen la mielina, sustancia que da soporte y protección al axón, influye en la actividad neuronal, es responsable de la transmisión saltatoria del potencial de acción y blanco de procesos patológicos que alteran su normalidad, como es el caso de las neuropatías congénitas y desmielinizantes, lesiones por patógenos neuropáticos, etcétera.

Son mitóticamente lentas, se derivan de la cresta neural, captan y almacenan sustancias neurotransmisoras, producen factores de crecimiento y moléculas de adhesión, eliminan restos neuronales por fagocitosis e intervienen en la inmunidad local al presentar antígenos exógenos en respuesta a patógenos. Al momento de nacer, más de 70% de estas células detienen su división en los nervios isquiáticos de roedores; en adultos, la proporción de células que se dividen es menor de 1%. Responden a diversos agentes como la toxina del cólera, el factor de crecimiento glial, los factores de crecimiento fibroblástico alfa y beta, el factor de crecimiento, derivado de las plaquetas, y el factor de crecimiento epidérmico. Sus cultivos se pueden ensayar de fuentes celulares, como nervios isquiáticos y ganglios de las raíces dorsales de ratones adultos (8-10 semanas) con 30 g de peso, cepa ICR.

Cabe resaltar que el factor de crecimiento neuronal, el factor de crecimiento derivado de las plaquetas y el factor de crecimiento básico del fibroblasto pueden prevenir la muerte neuronal por falta de glucosa, que es el factor de crecimiento derivado de las plaquetas el agente que lo logra con mayor eficacia. Esto quedó demostrado cuando todas las neuronas de la corteza y del hipocampo, de cerebros de rata, cultivadas en ausencia total de glucosa, murieron luego de tres días; en tanto que sobrevivió cerca de la mitad de las neuronas, cuando se agregó al cultivo el factor citado, en un medio totalmente carente de glucosa.

Utilizando el análisis clonal celular, técnicas de trazado retroviral y ensayos de trasplante, algunos investigadores han demostrado la presencia de células multipotenciales llamadas neuroesferas, caracterizadas por ser inmunoreactivas a nestina, pueden generar todos los tipos celulares mayores del cerebro, tanto así, que al trasplantarlas *in vivo*, han demostrado su poder de diferenciación hacia neuronas, astrocitos y oligodendrocitos. Dichas células, en la zona subventricular, continuamente generan nuevas neuronas, destinadas al bulbo olfatorio, de cuatro tipos celulares: neuroblastos migratorios, precursores inmaduros, astrocitos y células endimarias; esto ha sido demostrado en ratones y, al menos para los astrocitos, se ha comprobado que actúan como células vástago en la regeneración del cerebro normal.

Es conveniente resaltar que las células gliales, por su importancia, además de lo indicado, se presupone que, por su incremento en número durante la evolución, constituyen 25%, 65% y 90% en la mosca *Drosophila*, en roedores y en el cerebro humano, respectivamente.

## LA NEURONA ELECTRÓNICA

Existen problemas tecnológicos en áreas como el reconocimiento de patrones, control, etc., cuya solución práctica no ha podido llevarse a cabo con métodos tradicionales de cómputo y electrónica y, sin embargo, los sistemas biológicos son capaces de resolverlos; por ello, se han buscado otras alternativas basadas en su estudio.

Las neuronas, sean biológicas o modeladas artificialmente, son los elementos procesadores básicos de las llamadas redes neuronales computacionales. La formalización de los procesos computacionales que se llevan a cabo en las neuronas aisladas se ha inspi-

rado en dos enfoques, que aunque diferentes, son complementarios. Así, desde el punto de vista del teórico de la computación, la comprensión de los procesos que ocurren en las neuronas biológicas y su interpretación en términos computacionales son esenciales para diseñar los elementos básicos de procesamiento con los que se construirán los nuevos sistemas neuronales artificiales.

Algunos grupos prestigiosos de investigación denominan este tipo de estudio Ingeniería Neuronal por. Desde el punto de vista de las llamadas Neurociencias Computacionales, es primordial explorar los mecanismos biofísicos y bioquímicos que permiten a las diversas clases de neuronas realizar los procesos fisiológicos que se observan de manera experimental, sea *in vivo* o *in vitro*; estos procesos fisiológicos son interpretados posteriormente en términos computacionales suponiendo que el sistema nervioso de los animales es una clase especial de sistema computacional. De esta manera, puede decirse que la capacidad computacional y la veracidad biofísica son los dos objetivos de los investigadores de estas dos áreas de estudio; sin embargo, es claro que los nuevos descubrimientos en cualquiera de los dos campos beneficiarán al otro.

La generación actual de modelos de redes neuronales artificiales está basada en modelos simplificados de neuronas, por ejemplo, los modelos de integración y disparo y los modelos de integración con fugas. Sin embargo, estos modelos no permiten describir los procesos complejos que se observan en muchos sistemas biológicos. Una manera de construir modelos de neurona artificial que incluyan procesos computacionales complejos es modelando estos procesos en circuitos electrónicos, en otras palabras, construyendo neurocomputadoras. Debido al hecho de que actualmente existen numerosas técnicas confiables para diseñar y construir circuitos digitales de gran complejidad, es poco común encontrar desarrollos analógicos de redes neuronales en la literatura especializada.

A primera vista, esto parece extraño, ya que los desarrollos analógicos presentan importantes ventajas sobre los digitales. Por ejemplo, se pueden realizar operaciones complicadas y no lineales en circuitos analógicos con muchos menos dispositivos de los que se necesitan en desarrollos digitales similares. Sin embargo, el diseño, análisis, y verificación circuitos analógicos es tarea difícil debido, en parte, a la complejidad misma de las técnicas básicas de implantación. No obstante, se reconoce en la comunidad de redes neuronales que una de las estrategias más promisorias para la implantación de redes neuronales recurrentes es mediante el uso de circuitos analógicos VLSI, (SOMI XIV Congreso de Instrumentación).

En la década de 1940, McCulloch y Pitts propusieron el primer modelo del funcionamiento de una neurona; el cual consideraba que ésta se comporta como un sistema en que la respuesta es todo o nada; es decir, la neurona dispara, genera un potencial, o no dispara, depende si la suma de las entradas sobrepasa un umbral. A partir de este trabajo se han desarrollado diferentes modelos apoyados en investigaciones en neurofisiología.

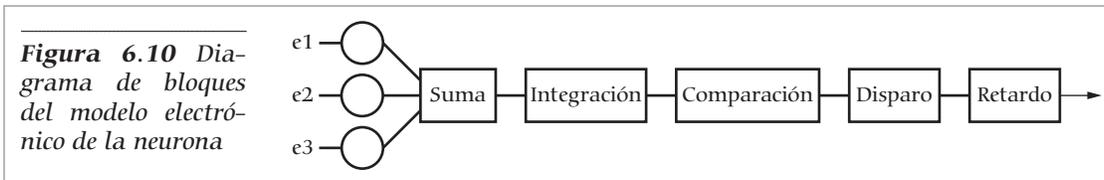
Algunos estudios indican que en la neurona se realiza una integración temporal de las señales de entrada al almacenarse carga en la capacitancia de la membrana de la célula. Además, existen datos de que, una vez que la neurona se dispara, existe un

periodo refractario en el que la neurona permanece inactiva debido a un complejo mecanismo bioquímico. El potencial generado en el disparo se envía a otras neuronas a través del axón, el cual causa un retardo en la transmisión. El modelo de integrador y disparo que se propone incluye las características mencionadas.

El modelo electrónico se puede dividir en cuatro etapas. La primera consiste en un circuito sumador, por medio del cual se ponderan las señales de entrada a la neurona. El sumador está provisto de entradas excitatorias e inhibitorias, cada una de las cuales tiene un factor de ganancia (peso) ajustable mediante un potenciómetro. La salida del sumador se conecta a una etapa integradora que simula la capacitancia de la membrana y proporciona un procesamiento de las señales que depende de su comportamiento en el tiempo. La tercera etapa consiste de un comparador de umbral. Por medio de éste se determina si la neurona se activará o no, dependiendo si el voltaje de salida del integrador supera o no un nivel de referencia, el cual es ajustable, con duración de 1 ms aproximadamente. Este pulso controla el interruptor analógico mediante el cual se lleva al integrador a condiciones iniciales nulas.

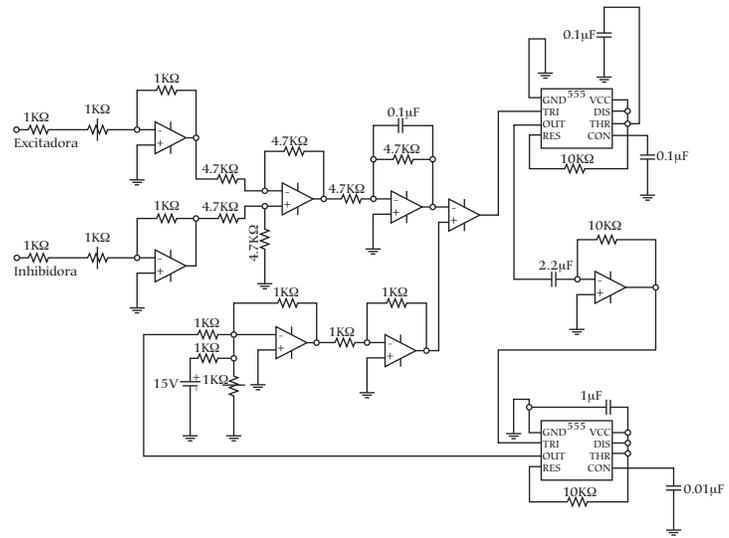
De esta manera, se simula el periodo refractario de la neurona, que mientras el pulso de disparo, permanece activo, la salida del integrador será cero y su capacidad de procesamiento quedará inhibida. Una vez que termina el pulso, el integrador comenzará a procesar las señales partiendo de cero. La cuarta y última etapa la constituye un circuito de retardo de disparo, con el cual se simula el tiempo que el pulso eléctrico tarda en viajar a lo largo del axón. Este circuito recibe el pulso generado a la salida del comparador y genera otro pulso idéntico, pero con retardo ajustable mediante el potenciómetro.

El modelo electrónico proporciona algunas características basadas en las neuronas biológicas, tales como la suma de entradas (inhibitorias y excitadoras), la integración de la suma en el soma, potencial de reposo, comparación con un umbral, el disparo, el periodo refractario y el retraso en la transmisión de la respuesta, en el modelo

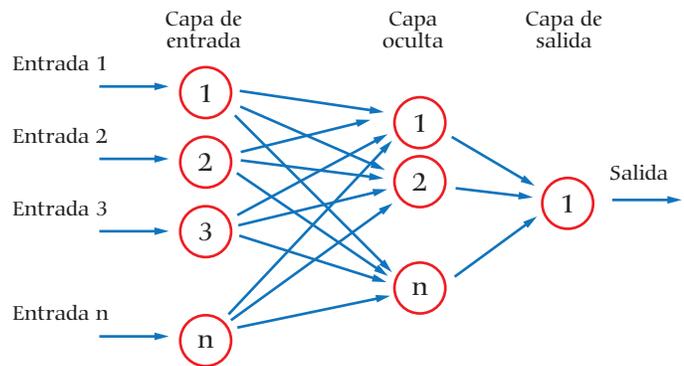


electrónico la respuesta se puede observar de manera inmediata. En la figura 6.11 las etapas del circuito del modelo electrónico de la neurona, se encuentran construidas con amplificadores operacionales representados por medio de triángulos, que realizan las funciones de: sumador, integrador y comparador, y temporizadores (como el 555, que es un circuito integrado que realiza la función de oscilador).

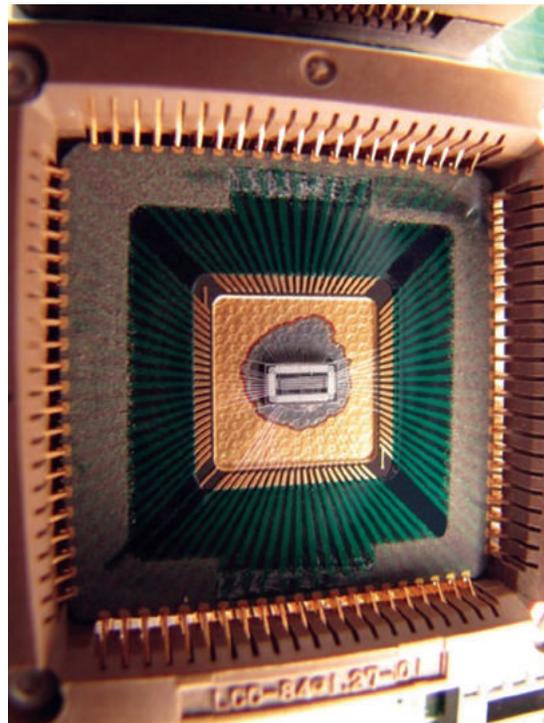
**Figura 6.11** Etapas del modelo electrónico de la neurona



**Figura 6.12** Red neuronal artificial con n neuronas de entrada, m neuronas en su capa oculta y una neurona de salida



**Figura 6.13** Neurona de silicio



## Referencias Bibliográficas

1. Palacios PE. *Breves comentarios sobre neurobiología celular y del desarrollo*. Cátedra Santiago R y Cajal, España, 1984.
2. Streit WK and Colton C. *The brain`s immune system*. Sci Amer 1995; 273 (5): 38- 43.
3. Walton J. *Brain`s diseases of the nervous system*. 8ª Ed, Medical Oxford Publication, 1977.
4. Duque-P JE, Morales G, Duque-P CA. *Las sinapsis*. Medicina. Rev Acad Nal Med 1997; 19(46): 41-8.
5. Fawcett D. *Tratado de histología*. 12ª Ed. Madrid: Interamericana McGraw-Hill, 1995; 396-400.
6. Cardinali D. *Los componentes del sistema nervioso*. En Tresguerres, J A F. Fisiología humana. Madrid: 2ª Ed. Interamericana McGraw-Hill, 1999; 36-45.
7. Snell R. *Neuroanatomía clínica*. Buenos Aires: 3ª Ed, Editorial Médica Panamericana, 72-79.
8. Pfrieger F and Barres B. *What the fly's glia tell the fly's brain?* 1995; Cell. 83: 671-4.
9. Castrillón-G LA. *Fundamentos neurogénicos en el embrión humano*. Rev Med Risaralda 1999; 5(1): 21-7.
10. Boya J, Calvo J and Prado A. *The origin of microglial cells*. 1979; J Anat. 129(1): 177-86.
11. Piani D, et al. *Macrophages in the brain: friends or enemies?* 1994; NIPS 9: 80-3.
12. Goldstein G y Betz L. *La barrera hematoencefálica*. Investigación y Ciencia. 1986; 122: 46-55.
13. Bjorklund A and Suendsen C. *Breaking the brain-blood barrier*. Nature 1999; 397: 569-70.
14. Trentin AG, Alvarez-Silva M and Moura N V. *Thyroid hormone increases proliferation and adhesion in rat C6 glioma cells*. Braz J morphol Sci 1997; 14(1): 175.
15. Barger SW and Harmon A. *Microglial activation by Alzheimer amyloid precursor protein and modulation by apolipoprotein E*. Nature 1997; 388: 878-81.
16. Card JP. *Exploring brain circuitry with neurotropic viruses: new horizons in neuroanatomy*. The anatomical record (New anat) 1998; 253 (6): 176-85.
17. Hutchins JB and Barger SW. *Why neurons die: cell death in the nervous system*. Anat Rec (new anat) 1998; 253 (3): 79-90.
18. Muñeton VC, Garavito ZV, Hurtado H. *Cultivo de células de Schwann, un modelo del microambiente del sistema nervioso*. Biomédica 1998; 18 (1): 45-54.
19. Rao MS. *Multipotent and restricted precursors in the central nervous system*. The anat Rec (New Anat) 1999; 257: 137-48.
20. Doetsch F, et al. *Subventricular zone astrocytes are neural systems in the adult mammalian brain*. Cell 1999; 97: 703-16.
21. *Atlas de Anatomía Prometheus*. España: 2000; volumen 3.
22. Durán R, Pedroza A, Aurelio HH. *Fabricación y Caracterización de un Biomicrosensor de Presión con Tecnología MEMS y Óptica Integrada*. Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla, Posgrado Ingeniería Biomédica.
23. Carver Mead. *Analog VLSI and Neural Systems*. Addison-Wesley, ISBN 0-201-05992-4, EUA, 1989.
24. Guyton AC and Hall JE. *Tratado de Fisiología Médica*, 10ª Ed, McGraw-Hill, México, 2001.
25. Baker Jacob R. *CMOS: Circuit Design, Layout and Simulation*, Jhon Willey And Sons, IEEE Press, ISBN 978-0-470-88132-3, EUA, 2010.
26. Adams RD and Victor M. *Principles of Neurology*, 3ª Ed, McGraw-Hill, EUA, 1997.
27. Linggard R, Myers DJ, Nightingale C. *Neural networks for vision, speech and natural language* Chapman & Hall. University Press, Cambridge, UK, 1994.



# Modelación de la actividad eléctrica en el corazón

---

## INTRODUCCIÓN

En el capítulo 4 se estudió a grandes rasgos la estructura y funcionamiento del corazón para poder entender el ECG. Este capítulo tiene como objetivo realizar el modelado matemático de la actividad eléctrica del corazón, así que está justificado volver a mencionar algunos conceptos ya estudiados.

El corazón está constituido por tres tipos principales de músculo cardíaco: músculo auricular, músculo ventricular y las fibras conductoras especializadas. Los tipos de músculo auricular y ventricular se contraen en gran medida de la misma manera que el músculo esquelético, con la diferencia de que la duración de la contracción es mucho mayor.

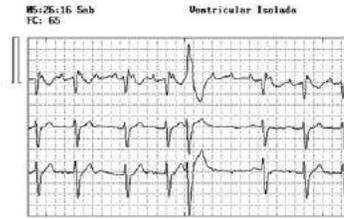
Por el contrario, las fibras excitadoras y conductoras especializadas se contraen sólo débilmente porque contienen pocas fibrillas contráctiles; en lugar de ello, muestran ritmo y diversas velocidades de conducción que proporcionan un sistema de estimulación cardíaca que controla el latido rítmico. Este bombeo lo realiza en manera rítmica y constante, solamente cambia cuando existe actividad física, estrés, ansiedad, medicamentos, drogas o algún padecimiento.

En ocasiones, el aumento de la frecuencia de los latidos cardíacos, así como la pérdida de periodicidad en el ritmo cardíaco, produce lo que se denomina arritmia cardíaca. Esta es un trastorno de la formación y de la conducción de los estímulos eléctricos que producen la actividad cardíaca. Dichos trastornos provocan cambios en la frecuencia, así como en el ritmo de las contracciones del corazón, lo cual trae como consecuencia gran variedad de cuadros clínicos y, por desgracia, en muchas ocasiones conlleva al fallecimiento del enfermo.

Existen diversos tipos de arritmias y anomalías del ritmo cardíaco. Se suelen clasificar de acuerdo con su frecuencia en:

- 1) Taquicárdicas: Si el ritmo cardiaco es mayor de 100 lpm (latidos por minuto)
- 2) Bradicardias: Si el ritmo cardiaco es menor de 60 lpm
- 3) Fibrilación: Si el ritmo cardiaco es no ordenado, sin frecuencia predominante.

**Figura 7.1** Taquicardia atrial con bloqueo atrioventricular



**Figura 7.2** Fibrilación atrial de muy alta respuesta ventricular en un paciente con Síndrome de Wolff-Parkinson-White



Las arritmias y anomalías del ritmo cardiaco también se clasifican en la región del corazón donde ocurren. Entre los distintos tipos de arritmias cardiacas se encuentran: taquicardias supraventriculares, paroxísticas por reentrada, fibrilación atrial y ventricular, entre otras; la fibrilación ventricular es la más letal de todas. Esta última es causa de la mayoría de los casos de muerte súbita.

En el mundo, 11% de las muertes se debe a arritmias cardiacas. En Estados Unidos ocurren más de 250 mil muertes al año; se relacionan con fibrilación ventricular, y alrededor de 2 millones de pacientes presentan fibrilación atrial. Se estima que cada 25 segundos un estadounidense tendrá un episodio coronario y más o menos cada minuto uno morirá por esta causa.

En México, las enfermedades cardiovasculares representan una de las primeras causas de muerte. Ocurren entre 33 mil y 53 mil muertes anuales, en su mayoría ligadas a enfermedad isquémica del corazón y arritmias cardiacas. Las arritmias ventriculares graves son la principal causa de la muerte súbita. Cada hora mueren siete mexicanos por algún tipo de padecimiento cardiaco. Sólo menos de 4.5% de los pacientes atendidos prehospitalariamente sobreviven al llegar al hospital.

Es evidente que el estudio profundo de los trastornos de la actividad eléctrica en el corazón podrá proporcionar información que en un futuro podrá ser útil para tratamiento y/o prevención de arritmias cardiacas. Sin duda, esto es de primordial importancia para la sociedad, ya que al comprender mejor el padecimiento, esto podría traducirse en una reducción del número de defunciones relacionadas con casos arrítmicos.

La finalidad de crear modelos matemáticos es facilitar la predicción del comportamiento de la actividad eléctrica en el corazón en situaciones patológicas, tanto en el ámbito preventivo como curativo.

## ANTECEDENTES HISTÓRICOS

Los pioneros de la modelación matemática de la electrofisiología fueron Alan Lloyd Hodgkin (1914- 1998) y Andrew Fielding Huxley (1917), ambos ganadores del premio Nobel en Fisiología y Medicina en 1963. Hodgkin y Huxley realizaron estudios que les permitieron desarrollar un modelo matemático que describe cómo se inician y transmiten los potenciales de acción en el axón del calamar. Dicho modelo puede ser extendido a cualquier célula eléctricamente excitable, como las del músculo cardiaco.

El modelo consiste en un conjunto de ecuaciones diferenciales ordinarias no lineales que simulan el comportamiento del potencial de membrana en células eléctricamente excitables, como lo son las neuronas o los miocitos cardiacos. Este trabajo es la base de la comprensión de la regulación de los canales iónicos en la membrana celular, la cual es de fundamental importancia en la electrofisiología.

Se han desarrollado modelos de distintos tipos de células cardiacas de diversas especies para poder representar la actividad eléctrica en diversas regiones del corazón, así como su estado, incluyendo padecimientos cardiacos como las arritmias. Las principales regiones incluyen las aurículas, los ventrículos, células marcapaso en el nodo senoauricular y células especializadas en la propagación de la actividad eléctrica del corazón en el sistema del Haz de His y las fibras de Purkinje.

En 1961, Richard FitzHugh desarrolló lo que actualmente se conoce como el modelo de FitzHugh-Nagumo. Este trabajo es un modelo simplificado del trabajo de Hodgkin-Huxley. La idea detrás del modelo fue describir conceptualmente las propiedades fenomenológicas de la excitación celular utilizando las propiedades electroquímicas del flujo de iones de sodio y potasio. La simplicidad del modelo de FitzHugh-Nagumo permite estudiar los retardos de fase que explican la excitabilidad de las células eléctricamente excitables.

En 1962, Denis Noble desarrolló el primer modelo matemático de los potenciales de acción y ritmo de células de Purkinje, utilizando mediciones experimentales de las corrientes iónicas presentes. Fue un trabajo basado en el modelo de Hodgkin-Huxley del potencial de acción del axón gigante del calamar. Además de replicar la forma de los potenciales de acción, con este modelo se pudo predecir la presencia de corrientes iónicas adicionales cuya existencia se confirmó experimentalmente después.

Por otra parte, cabe destacar la enorme ventaja de haber usado axones de calamar para realizar los experimentos que llevaron a la realización del modelo matemático, pues en estos animales el axón es una fibra amielínica que puede llegar a medir hasta 1 mm de diámetro, constituye un sistema muy adecuado para medir potenciales de membrana al emplear la técnica de fijación del voltaje, lo cual facilitó, en parte, los estudios realizados en laboratorio.

Posteriormente, en 1977, Beeler y Reuter publicaron el primer modelo de célula ventricular. Dicho trabajo incluyó puertas extras de inactivación y otras corrientes iónicas correspondientes a canales que los electrofisiólogos denominan canales lentos.

En 1991, Luo y Rudy publicaron un modelo para las células ventriculares que ajusta los parámetros para reproducir los resultados experimentales más recientes. Este modelo incluye corrientes iónicas adicionales que describen de manera más precisa la dinámica de los iones de potasio.

En el mismo año, Courtemanche y Winfree realizaron la primera simulación del modelo iónico en dos dimensiones, incluyendo un mecanismo de difusión. El resultado mostró, por primera vez, que los modelos iónicos no sólo pueden producir ondas en forma de espiral, sino que puede ocurrir una descomposición en ondas múltiples.

En 1994 se publicó el segundo modelo de Luo y Rudy, el cual se ha usado con bastante frecuencia. Una de las características de este modelo es que incluye una descripción muy detallada de la función del calcio intracelular en el sarcoplasma.

En 1998, Fenton y Karma publicaron un modelo en tres dimensiones que actualmente es el modelo simplificado más realista de células ventriculares. Se basa en las ideas del modelo de Beeler y Reuter, pero incluye más información.

El modelo usa tres corrientes transmembranales que representan las corrientes de  $\text{Na}^+$ ,  $\text{Ca}^{2+}$  y  $\text{K}^+$ . Este trabajo reemplaza la formulación iónica de corriente con una descripción matemática más sencilla, la cual sigue dejando casi intacta la forma del potencial de acción. Además, preserva importantes propiedades del tejido cardíaco, incluyendo la tasa de incremento del potencial de acción, diferentes escalas de tiempo correspondientes a la despolarización y repolarización, duración del potencial de acción y curvas de restitución del potencial de acción y de la velocidad de conducción.

## ANTECEDENTES EN MÉXICO

En el ámbito histórico de México también ha habido personajes que, con trabajo y dedicación, han logrado importantes aportaciones al desarrollo de la modelación matemática y de la cardiología en el mundo.

### Ignacio Chávez Sánchez

El Dr. Ignacio Chávez Sánchez, mexicano destacado por sus aportaciones en el área de la cardiología, fue fundador del Instituto Nacional de Cardiología, ex Rector de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo y ex Director del Hospital General; fue designado para ocupar la rectoría de la UNAM el 13 de febrero de 1961. Fue graduado por la Escuela Nacional de Medicina y más tarde director de la misma.

Entre 1926 y 1927 se especializó en cardiología en París, al lado del profesor Henri Vázquez y del doctor Charles Laubry. Después de estudiar la organización y el funcionamiento de las clínicas de cardiología de Berlín, Praga, Viena, Roma y Bruselas

por cuenta de la Universidad Nacional, regresó a México y fundó el primer servicio de cardiología en el Hospital General de México (1924-1944), del que fue director entre 1936 y 1939. Posteriormente fundó y fue el primer director del Instituto Nacional de Cardiología, el primero en su tipo en el mundo.

Fundó y presidió la Sociedad Mexicana de Cardiología (1935), así como también la Sociedad Interamericana de Cardiología (1946). Fue vicepresidente (1958-1962) y presidente honorario vitalicio (a partir de 1962) de la Sociedad Internacional de Cardiología. Fue miembro del Comité Consultivo de la Organización Mundial de la Salud (1955) y de la Organización de Estados Americanos (1958-1966).

También fundador y director de las revistas *Archivos del Instituto de Cardiología de México* (1944-1961) y *Archivos Latinoamericanos de Cardiología y Hematología*, revistas creada por voto del VII Congreso Médico Latino Americano. Se publicó en México de 1930 a 1943. Fue miembro de la Sociedad Mexicana de Medicina Interna; miembro de la Academia Nacional de Medicina; miembro honorario del Ateneo de Ciencias y Artes de México (nombrado en 1933); Fellow del American College of Physicians (electo en 1934); miembro honorario de la Academia de Medicina de Buenos Aires (electo en 1934) y miembro del Comité Internacional de Colaboradores de la revista *Archives des Maladies du Coeur et des Vaisseaux*, de París, entre otros.

Perteneció a 18 sociedades de cardiología en América y Europa y recibió incontables condecoraciones y preseas; sobresalen la Orden Nacional de la Legión de Honor (Francia: 1933, 1951, 1966), su nombramiento como Miembro Fundador de El Colegio Nacional (15 de mayo de 1943), el Premio de Ciencias Manuel Ávila Camacho (1945), la Medalla al Mérito Cívico de la Ciudad de México (1945), la condecoración del Generalísimo Morelos (Michoacán, 1954), la Medalla de Oro “Eduardo Liceaga” (1960), el Premio Nacional de Ciencias (1961), la Medalla de Oro del American College of Physicians (Atlantic City, 1963) y la Medalla “Belisario Domínguez”, otorgada por el Senado de la República (9 de octubre de 1975).

Se le nombró doctor o rector *Honoris Causa* de 95 universidades del mundo. Impartió cursos y conferencias, tanto en el país como en el extranjero. Es autor, entre otras obras, de *Lecciones de Clínica Cardiológica* (1931), *Enfermedades del corazón, cirugía y embarazo* (1945), *Diego Rivera: Sus frescos en el Instituto Nacional de Cardiología* (1946), y *México en la cultura médica* (1947).

Mundialmente respetado como maestro y creador de instituciones, murió en la Ciudad de México en julio 13 de 1979.

## Demetrio Sodi Pallares

El Dr. Demetrio Sodi Pallares nació en la ciudad de México el 8 de junio de 1913. Ingresó en la Universidad Nacional Autónoma de México en 1929, para hacer sus estudios de preparatoria. En 1936 se graduó en la misma Universidad con el título de Médico Cirujano, presentando como tesis recepcional “Contribución al Estudio de la Sedimentación Globular en las Enfermedades del Corazón y de los Vasos”.

**Figura 7.3** Dr. Ignacio Chávez Sánchez



Ocupó el puesto de médico interno en el Hospital General de México, de enero de 1939 a diciembre de 1941. Ese mismo año fue becado por la Sociedad Mexicana de Cardiología para estudiar electrocardiografía clínica y experimental con los profesores Carl J. Wiggers y Frank N. Wilson, en Western Reserve University, Cleveland, Ohio, y en Michigan University, Ann Arbor Mich, respectivamente.

A su regreso a México, fue nombrado Jefe del Departamento de Electrocardiografía del Hospital General de México, hasta 1944. Ese mismo año inició su carrera como Profesor Ayudante de Clínica Médica en la Universidad Nacional Autónoma de México. En 1947, por oposición y obtuvo mención honorífica se le nombró profesor titular de patología médica y en 1951 ocupó el cargo de profesor de clínica en la misma Universidad.

A partir de 1955, la UNAM le confirió el cargo de Miembro del Comité Dictaminador de tesis de la Escuela Nacional de Medicina. Su más destacada labor docente la realizó en los cursos de electrocardiografía clínica y electrocardiografía superior, que se imparten hasta nuestros días en el Instituto Nacional de Cardiología de México.

A partir de marzo de 1961, fue nombrado Coordinador de la Investigación Científica en el instituto Nacional de Cardiología.

Su prestigio como didacta y como investigador lo llevaron a impartir varios cursos de Electrocardiografía a universidades y hospitales de Argentina, Brasil, Canadá, Colombia, Cuba, Chile, Estados Unidos, Francia, Inglaterra, Italia, Perú, Puerto Rico y Venezuela.

Su obra científica y su labor de enseñanza fueron reconocidas por más de 30 sociedades que le otorgaron nombramientos honorarios.

Entre los cargos más destacados del Dr. Sodi Pallares, están:

- Presidente de la Academia Nacional de Medicina en el año del Centenario (1963 – 1964).
- Presidente de la Sociedad Mexicana de Cardiología.

- Fundador del Instituto Nacional de Cardiología “Dr. Ignacio Chávez”, donde dirigió durante 40 años el Departamento de Electrocardiografía.
- Miembro honorario de: la Academia Nacional de Medicina, Sociedad Mexicana de Cardiología y la American Heart Association.
- Presidente honorario de la Sociedad Española de Cardiología.
- Fundador de la Sociedad Mexicana de Medicina Metabólica y Magnetoterapia, A.C. en 1990.

En el ámbito académico, el Dr. Sodi recibió dos Doctorados honoris causa, y obtuvo el nombramiento de Master Teacher del American College of Cardiology (Es el único a quien se le ha otorgado).

La Universidad de Miami creó en noviembre de 1977, The Sodi Award (Premio Sodi) para estudiosos de la electrocardiografía.

Fue autor de más de 300 trabajos de investigación en cardiología; metabolismo y termodinámica; magnetoterapia y tratamiento metabólico y su aplicación en casos de cáncer.

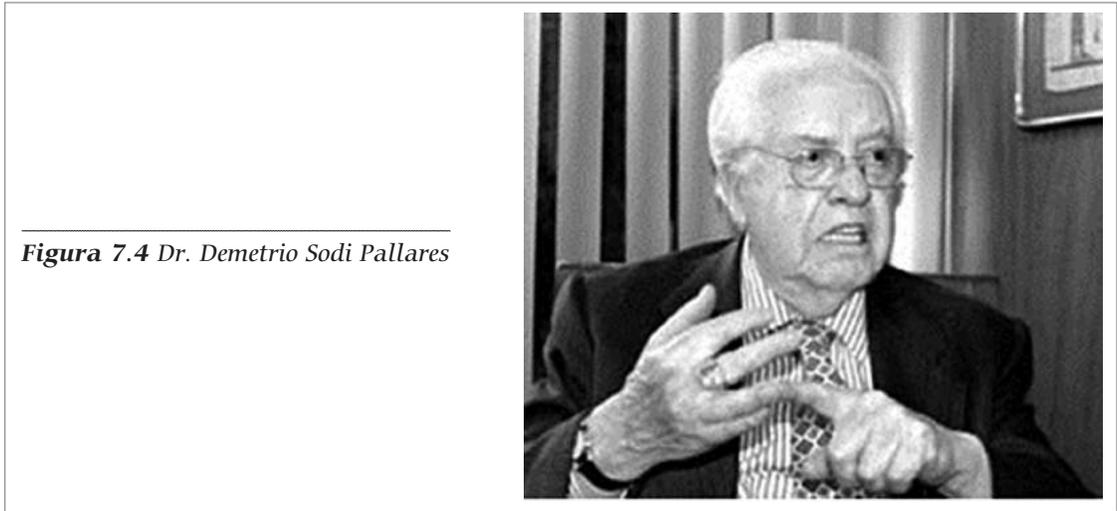
Con las investigaciones realizadas en el Instituto Nacional de Cardiología, aportó al conocimiento de la cardiología mundial la explicación y significado de los diferentes segmentos del electrocardiograma, lo que llevó al Dr. Chávez a decir: “El Dr. Sodi es para la electrocardiografía lo que la brújula para los marinos”.

Fue autor de 20 libros, de los cuales se mencionan los siguientes:

- *Nuevas bases de electrocardiografía*, editado por el Instituto de Cardiología de México, 1945 – 2da edición 1949, 3ra ed. 1951 (Traducido al italiano e inglés, The C.V. Mosby Co., St. Louis 1956 y Piccin Editore, 1959).
- *El electrocardiograma intracavitario humano*, editado por el Instituto de Cardiología. México 1948.
- Salto Inverosímil – de los modelos biológicos a Parménides de Elca.
- *Concepto y Diagnóstico Electrocardiográfico de la Insuficiencia Coronaria*, Sodi Pallares, Ponce de León, Aldo Bisteni. Ed. Ayerstici 1976.
- *My Hearth´s Health, A new revolutionary view*. Sodi Pallares, Lidia Marano, Juan Carlos Zevallos, Piccin Editore, Italia, 1989.
- *Electrocardiografía Integral*, Sodi Pallares, México 1993.
- *Magnetoterapia y tratamiento metabólico*, Sodi Pallares. México 1994 (libro de texto en la escuela de Medicina de la Universidad Corpas, Bogotá, Colombia).

En su labor docente impartió más de 200 cursos, talleres y diplomados en México, Estados Unidos, Canadá, España, Italia y la mayoría de países latinoamericanos.

Creador del “Tratamiento Metabólico”, y fundador de la Sociedad Mexicana de Medicina Metabólica y Magnetoterapia, A.C. en 1990.



**Figura 7.4** Dr. Demetrio Sodi Pallares

La lista de mexicanos que han contribuido al desarrollo de la ciencia médica es grande, y las actividades que han desarrollado durante sus vidas demuestran que la modelación matemática requiere comprender del problema que se esté atacando, que también es de suma importancia conocer la terminología relativa a la cardiología, la anatomía básica y la fisiología del corazón; esto con la finalidad de ser capaces de interpretar adecuadamente los resultados matemáticos y de entender el problema lo más a fondo posible.

## Rubén Argüero Sánchez

Cabe mencionar también que el Dr. Argüero Sánchez, quien realizó exitosamente el primer trasplante de corazón en México, trabaja en terapia con células madre para tratar algunas afecciones cardiacas.

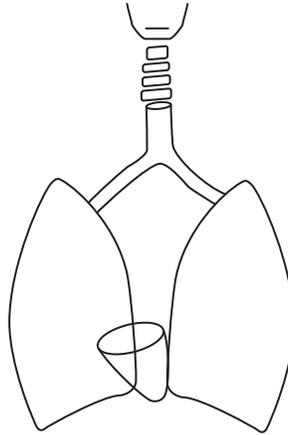


**Figura 7.5** Dr. Rubén Argüero Sánchez

# ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA DEL CORAZÓN

El corazón está situado asimétricamente en el tórax, con dos terceras partes hacia la izquierda de la línea media y una tercera parte hacia la derecha. Está formado por dos partes: el corazón derecho y el izquierdo.

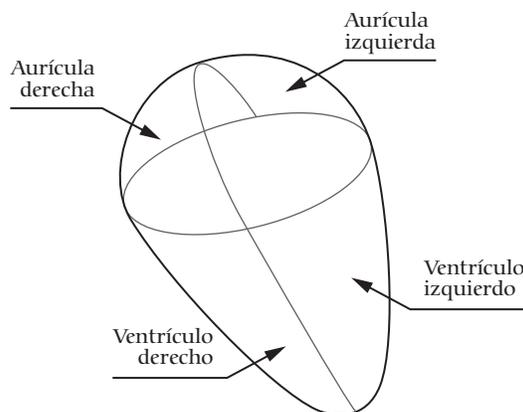
**Figura 7.6** Ubicación anatómica del corazón



El corazón derecho envía la sangre a través de las arterias pulmonares hacia la red vascular del pulmón, lo que se denomina circulación menor. El corazón izquierdo envía la sangre al resto del cuerpo a través de la arteria más grande, la aorta. Este proceso se conoce como circulación mayor.

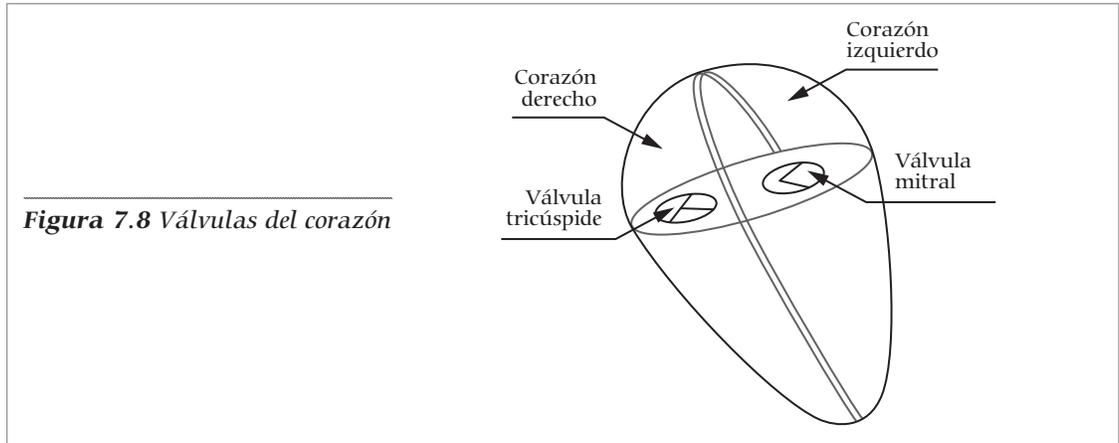
Está formado por cuatro cavidades o cámaras: dos aurículas y dos ventrículos. Las cámaras más largas y gruesas son el ventrículo izquierdo y el ventrículo derecho, en tanto que las cámaras pequeñas superiores son las aurículas izquierda y derecha.

**Figura 7.7** El corazón como una bomba de cuatro cavidades



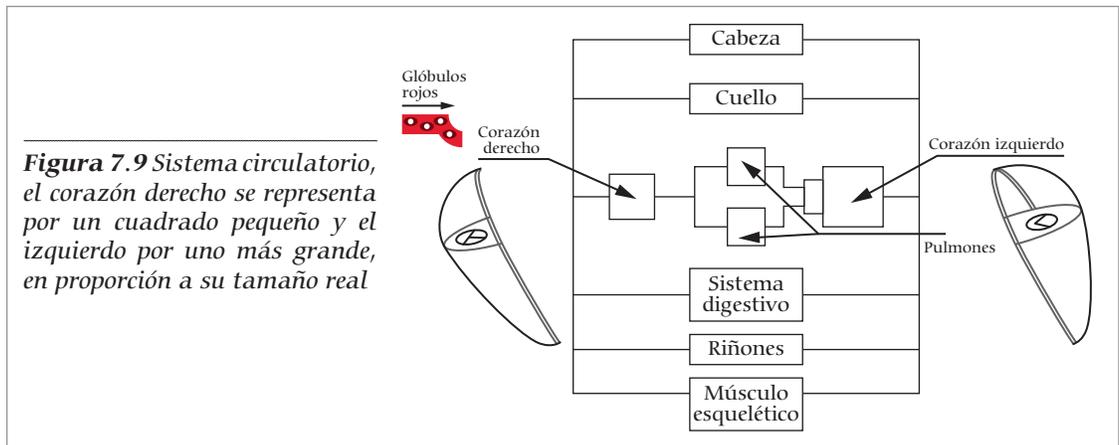
Las aurículas son cavidades que almacenan sangre antes de depositarla en los ventrículos para su contracción. En contraste, los ventrículos son cavidades que se contraen, el ventrículo derecho bombea sangre a los pulmones en tanto que el ventrículo izquierdo a través de la aorta envía sangre rica en oxígeno al resto del cuerpo. Cada

aurícula y ventrículo están separados por válvulas cardiacas que regulan el flujo sanguíneo: la válvula tricúspide, ubicada en el lado derecho, y la válvula bicúspide o mitral, ubicada en el lado izquierdo.



**Figura 7.8** Válvulas del corazón

La sangre viaja del ventrículo izquierdo a través de la válvula aórtica hacia la aorta. La aorta lleva la sangre al resto del cuerpo y regresa al corazón a través de la aurícula derecha. Ya en la aurícula derecha, viaja a través de la válvula tricúspide para entrar al ventrículo derecho que bombea esta sangre oxigenada hacia los pulmones, donde la sangre nuevamente es oxigenada. El periodo de llenado de sangre en los ventrículos se conoce como diástole y el periodo de contracción del tejido muscular cardiaco se denomina sístole.

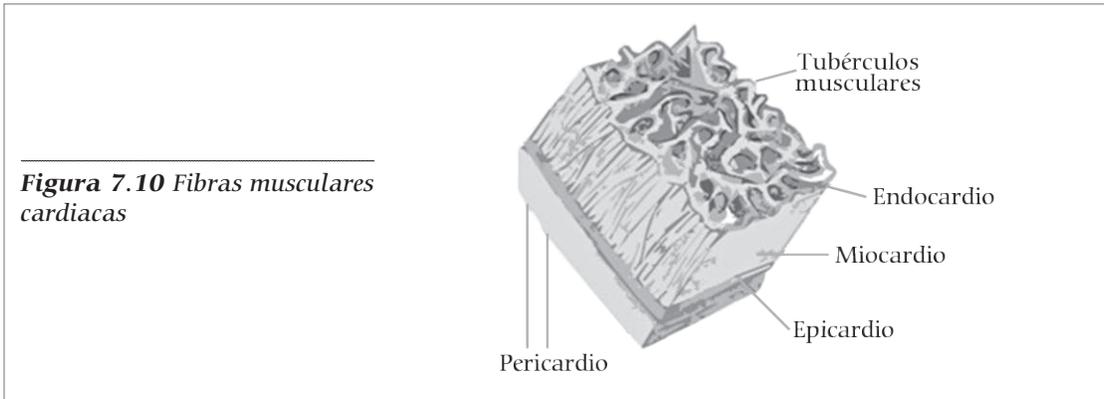


**Figura 7.9** Sistema circulatorio, el corazón derecho se representa por un cuadrado pequeño y el izquierdo por uno más grande, en proporción a su tamaño real

La fibra muscular del corazón se denomina miocardio; está ubicado entre el endocardio, membrana que recubre la superficie interna del corazón y el pericardio, especie de saco que contiene al corazón. La porción del pericardio que envuelve la pared exterior de los ventrículos se denomina epicardio.

## CONCEPTOS DE ELECTROFISIOLOGÍA

Cada célula cardiaca se encuentra dentro de una membrana lipoprotéica que separa el medio intracelular del extracelular. Existe notable diferencia de potencial que se de-



**Figura 7.10** Fibras musculares cardíacas

nomina potencial de reposo transmembranal. Dicho potencial de reposo transmembranal permanece estable en tanto la célula no es estimulada. Durante la diástole la célula está en reposo eléctrico, pero polarizada, ya que predominan los iones positivos en el espacio extracelular y los negativos en el espacio intracelular.

Al estimular la célula se produce el llamado potencial de acción transmembrana. Con la pérdida de las propiedades dieléctricas de la membrana después de su estimulación, el  $\text{Na}^+$  se mueve libremente y entra de manera abrupta en la célula. Debido a la magnitud de esta entrada, el interior de la célula se torna eléctricamente positivo y el exterior negativo. La difusión transmembranal de los cationes  $\text{Na}^+$  y  $\text{K}^+$  se realiza por canales específicos que entran en funcionamiento en diferentes momentos y a distintas velocidades, en el instante de generarse el potencial de acción transmembrana.

Hoy en día se acepta, además, la existencia de canales rápidos y de canales lentos. Los canales rápidos de  $\text{Na}^+$  son controlados por dos tipos de "compuertas", una de apertura del canal y otra de cierre de su actividad transportadora. Se cree que estas compuertas son cargas positivas que están juntas de algún modo a la matriz lipídica de la membrana celular. Ambas compuertas, la apertura y la de cierre, son dependientes del voltaje. Cuando una célula cardíaca sin actividad de marcapaso se encuentra en reposo, los canales rápidos de  $\text{Na}^+$  están cerrados y los lentos abiertos. Por tanto, aunque fuerzas electroquímicas tienden a favorecer la difusión del  $\text{Na}^+$  al interior de la célula, la permeabilidad de la membrana celular es baja dado que los canales rápidos están cerrados. La membrana celular consta de poros permeables, de manera selectiva, al paso de iones.

Los principales iones de interés en la electro-fisiología cardíaca son  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$  y  $\text{Ca}^{2+}$ . El potencial transmembrana  $V_m$  está dado por la siguiente ecuación: (Ec. 7.1)

$$V_m = \phi_i - \phi_e$$

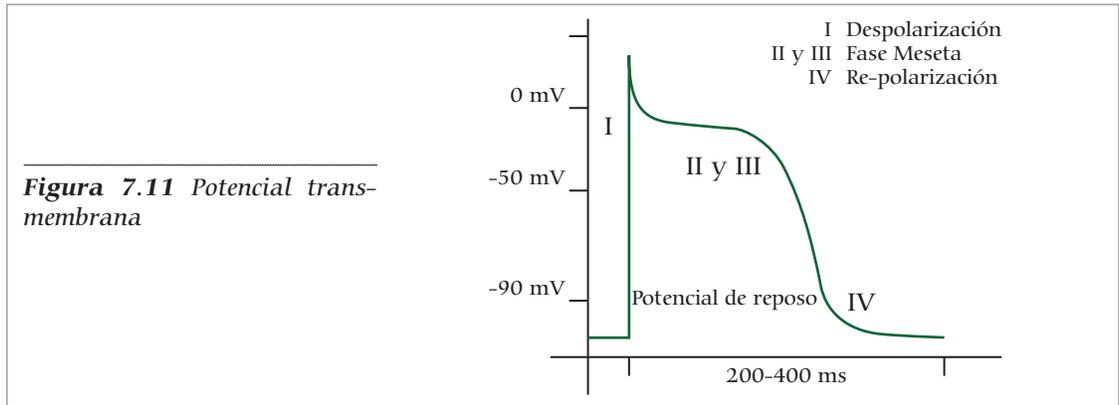
donde:

$\phi_i$  = Potencial en el espacio intracelular

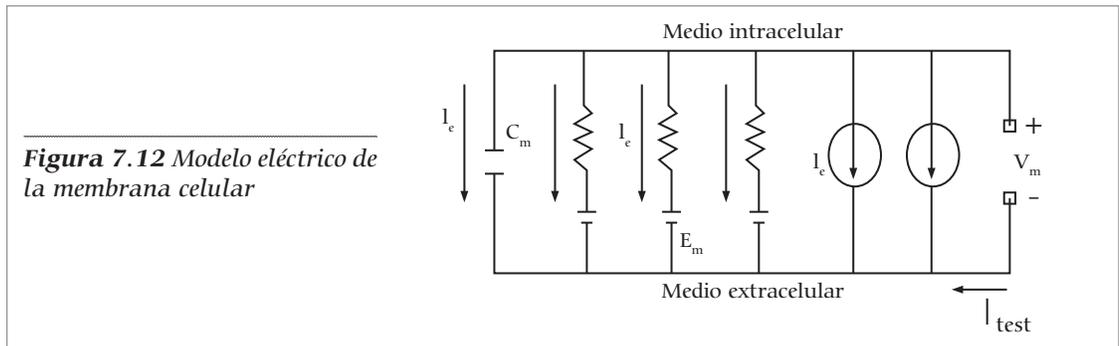
$\phi_e$  = Potencial en el espacio extracelular

Las células cardíacas tienen una especie de mecanismo de protección en el cual una

leve perturbación en la diferencia de potencial a través de la membrana sólo provoca una respuesta pasiva. Se define como potencial umbral el valor del potencial transmembrana a partir del cual se genera un potencial de acción. (Figura 7.11)



Dicho potencial representa un cambio en el potencial transmembrana dependiente del tiempo como resultado del flujo de iones a través de la membrana. Este mecanismo de la membrana celular se puede reproducir usando un modelo de circuito eléctrico en serie. Desde el punto de vista eléctrico, la membrana celular actúa como una capacitancia en paralelo donde los resistores son representados por los canales iónicos de la membrana. (Figura 7.12)



Las conductancias, en general, dependen tanto del tiempo como del potencial transmembrana, aunque en algunos casos también dependen de la concentración específica de iones. Con las conductancias situadas en paralelo, las corrientes iónicas de los canales se pueden sumar para obtener  $I_{ion}$ , la corriente total que fluye a través de los canales iónicos. (Ec. 7.2)

$$I_{ion} = \sum_x I_x$$

donde  $I_x$  representa la corriente a través de un canal arbitrario.

Por la ley de Ohm se tiene la siguiente expresión para la corriente eléctrica total  $I_m$  en una porción de la membrana celular en un tiempo  $t$ : (Ec. 7.3)

$$I_m = C_m \frac{d}{dt} V_m + I_{ion}$$

donde:

$C_m$  = Capacitancia de la membrana celular por unidad de área.

$V_m$  = Diferencia de potencial a través de la membrana celular (potencial transmembranal)

$I_{ion}$  = Suma de todas las corrientes iónicas.

## Conducción eléctrica en el corazón

Comienza en el nodo sinusal o de Keith-Flack, el cual se localiza en la aurícula derecha. Las células del nodo sinusal se denominan células marcapaso, porque son capaces de producir potenciales de acción por sí mismos, sin necesidad de estímulos externos. La activación eléctrica del nodo sinusal estimula a las células vecinas. Estas células musculares están conectadas mediante uniones intercomunicantes (comúnmente denominadas "unión intercelular comunicante") las cuales son proteínas que forman canales entre células musculares adyacentes. Una vez que la activación ha comenzado en el nodo sinusal, la señal es conducida a través del nodo auriculoventricular, o de Aschoff-Tawara. La conducción en el nodo auriculoventricular es bastante lenta, lo cual resulta en un retraso entre la activación de las aurículas y los ventrículos. Este retraso permite que las aurículas se contraigan, en tanto que los ventrículos siguen relajados, lo cual mejora el llenado de los ventrículos y el bombeo del corazón.

Del nodo auriculoventricular, la señal eléctrica entra al haz de His. Esta es una formación intracardiaca por medio de la cual se transmite la excitación de las aurículas a los ventrículos, la señal es conducida hasta llegar a la zona que se conoce como tejido o fibras de Purkinje. Este estímulo ocasiona ondas de despolarización, las cuales activan a los ventrículos.

Las corrientes eléctricas que inician la contracción del corazón se extienden a otros tejidos del cuerpo. Esta actividad se puede registrar en la superficie del cuerpo y provee de manera no-invasiva una medida de la función cardiaca. Esto lo descubrió el fisiólogo británico Augustus Waller (1816-1870).

Gracias a él se descubrió el ECG; aunque no es del todo un diagnóstico preciso (puesto que diferentes episodios cardiacos pueden manifestarse de manera muy similar) aún se usa.

Dicha señal refleja el efecto correspondiente a la despolarización y repolarización de todas las células individuales del corazón y por lo tanto refleja la secuencia de la actividad auricular y ventricular. La onda P representa la despolarización correspondiente a las aurículas del nodo sinusal al nódulo auriculoventricular. La despolarización de

los ventrículos es reflejada en el complejo QRS. La onda T corresponde a la repolarización ventricular y, por lo general, toma más tiempo en completarse que la despolarización. Al realizarse un ECG son de suma importancia los intervalos QT (tiempo total en que ocurre la despolarización ventricular y repolarización) y el intervalo ST (tiempo total entre la despolarización ventricular y la repolarización). La duración y la morfología de dichos intervalos se utilizan ampliamente en el diagnóstico clínico.

## MODELOS GENÉRICOS

Los modelos matemáticos de las células cardiacas permiten comprender mejor la dinámica de la actividad eléctrica de las mismas. La mayoría se caracteriza por incorporar corrientes iónicas transmembranales, concentraciones iónicas y la cinética de activación e inactivación de los canales.

Los modelos comúnmente se agrupan en tres categorías:

- a) **Fenomenológicos:** Son modelos simples que se construyen para reproducir el comportamiento macroscópico observado de las células. Ejemplos de estos modelos son:
  - i) Modelo de van der Pol
  - ii) Modelo de FitzHugh-Nagumo
- b) **Modelos de primera generación:** Su finalidad no sólo es explicar el comportamiento celular observado, sino la fisiología en dicha actividad. Éstos describen las corrientes iónicas más importantes para el potencial de acción, pero usando una formulación simplificada de los detalles fisiológicos. Ejemplos de estos modelos son los de DiFrancesco-Noble para las fibras de Purkinje, y el de Beeler-Reuter, para las células ventriculares.
- c) **Modelos de segunda generación:** Ofrecen una descripción muy detallada de la fisiología celular. Estos modelos se basan en técnicas experimentales avanzadas, lo que permite obtener observaciones de detalles fisiológicos celulares muy finos. Algunos ejemplos de estos modelos son:
  - i) Modelo de McAllister-Noble-Tsien
  - ii) Modelo de DiFrancesco-Noble
  - iii) Modelo de Luo-Rudy de segunda generación

Los modelos puramente fenomenológicos pueden ser útiles para distintos fines donde importa sólo el comportamiento cualitativo de los procesos implícitos, y no tanto la descripción detallada de las observaciones experimentales. Sin embargo, se obtiene una descripción más completa y detallada usando modelos más sofisticados, puesto que uno de los objetivos de la modelación y simulación matemática es investigar cómo los cambios fisiológicos y celulares (o inclusive a nivel subcelular) afectan la función del tejido muscular y del corazón a nivel global.

Como ya se mencionó, la membrana celular puede representarse por un modelo de circuito eléctrico que contiene una conductancia y capacitancia en paralelo. Los resistores son, en general, dependientes del potencial de la membrana, de la capacitancia y del tiempo, y varían para cada mecanismo de transporte. Es conveniente describir una formulación general basada en el flujo de corriente a través de la membrana,  $I_m$ , donde las contribuciones de cada componente subcelular son agrupadas en un solo término no-lineal  $I_{ion}$  de la ecuación 7.3.

El potencial de acción de una sola célula se puede reconstruir al resolver la ecuación: (Ec. 7.4)

$$\frac{d}{dt}V_m = -\frac{(I_{ion} + I_s)}{C_m}$$

donde:

$I_s$  = Estímulo externo aplicado a la célula para alcanzar el potencial umbral

Debido a naturaleza no-lineal del término  $I_{ion}$  dicha ecuación rara vez se puede resolver de manera analítica y, por tanto, el uso de métodos numéricos es necesario para el estudio del modelo.

A continuación se incluye una lista de los principales modelos que han surgido en el estudio de la actividad eléctrica de las células cardiacas.

## Modelo de Van Der Pol

El corazón humano es una bomba que envía sangre oxigenada de los pulmones hacia el resto del cuerpo; puede ser modelado de manera simple como un oscilador. El sistema oscila entre dos estados: diástole o estado de relajación y sístole, estado de contracción. Un modelo simplificado de este proceso fue propuesto en 1928 por el físico holandés Balthasar Van Der Pol. El modelo consta de la siguiente ecuación: (Ec. 7.5)

$$\ddot{v} - \alpha(1 - v^2)\dot{v} + \omega^2 v = 0$$

Donde  $\omega$  controla la cantidad de voltaje que se aplica en el sistema. La variable  $\alpha$  controla la manera en que el voltaje fluye a través del sistema.

Sin embargo, este modelo no es del todo realista, porque no toma en cuenta la relación con los movimientos de iones en la célula, por lo cual se han considerado otros modelos más completos que se describen más adelante.

## Modelo de Hodgkin – Huxley

Los pioneros de la modelación matemática de la electrofisiología cardiaca fueron

Alan Lloyd Hodgkin y Andrew Fielding Huxley, ambos ganadores del premio Nobel en Fisiología y Medicina en 1963. Hodgkin y Huxley desarrollaron una serie de estudios que les permitió desarrollar un modelo matemático que describe cómo se inician y transmiten los potenciales de acción en las neuronas. Dicho modelo consiste en un conjunto de ecuaciones diferenciales ordinarias no lineales que simulan el comportamiento de células eléctricamente excitables, como son las neuronas o los miocitos cardiacos. Este trabajo es la base de la comprensión de la regulación de los canales iónicos en la membrana, la cual es de fundamental importancia en la electrosiología. También realizaron experimentos usando la técnica de voltaje de referencia (*voltage clamp*) en el axón gigante del calamar. El voltaje a través de la membrana se mantuvo constante usando un circuito y el flujo de corriente a través de la membrana se midió como función de tiempo. Una vez obtenido, tanto el potencial transmembrana como la corriente, la ley de Ohm permite deducir la conductancia de la membrana celular a ciertos iones.

El modelo de Hodgkin - Huxley separa las corrientes iónicas en tres componentes:

- a) una corriente de activación que corresponde a los iones de sodio  $I_{Na}$
  - b) una corriente de inactivación que corresponde a los iones de potasio,  $I_K$
  - c) una corriente de fuga  $I_L$ ; que corresponde a otros iones (no especificados).
- (Ec. 7.6)

$$I_{ion} = I_{Na} + I_K + I_L$$

Cada una de estas corrientes iónicas se describe en términos de una conductancia multiplicada por la diferencia entre el potencial transmembrana y el potencial de equilibrio para cada ion, el cual se obtiene a partir de la llamada fórmula de Nernst:

$$(Ec. 7.7a) \quad I_{Na} = g_{Na} (V_m - E_{Na})$$

$$(Ec. 7.7b) \quad I_K = g_K (V_m - E_K)$$

$$(Ec. 7.7c) \quad I_L = g_L (V_m - E_L)$$

donde  $g_{Na}$ ,  $g_K$  y  $g_L$  son las conductancias asociadas con el sodio, potasio y corrientes de escape, respectivamente. Los parámetros  $E_{Na}$ ,  $E_K$  y  $E_L$  son los potenciales de equilibrio para cada ion.

Hodgkin y Huxley propusieron un mecanismo de compuertas para describir la activación e inactivación de los canales iónicos. La formulación de este mecanismo describe la probabilidad de que una compuerta se abra para permitir el flujo de iones en diferentes condiciones.

Para un ion arbitrario  $x$  la forma general de la conductancia está dada por: (Ec. 7.8)

$$g_x = \bar{g}_x m^r h^s$$

donde,  $\bar{g}_x$  es la conductancia máxima de la membrana celular al paso del ion  $x$ ,  $m$  y  $h$  son respectivamente las variables de activación e inactivación de la compuerta cuya dependencia del tiempo está descrita por una ecuación del tipo: (Ec. 7.9)

$$\frac{dy}{dt} = \alpha_y (1 - y) - \beta_y y$$

En la (Ec. 7.9),  $m$  o  $h$  representan cualquiera de las variables;  $\alpha_y$  y  $\beta_y$  son variables que dependen del voltaje, pero no del tiempo. Las variables de activación e inactivación toman valores en el rango  $[0, 1]$  de manera que cuando  $y = 0$  la compuerta está cerrada y no hay flujo. Cuando  $y = 1$  la compuerta está abierta y la corriente fluirá de acuerdo con la conductancia máxima y con la diferencia entre el potencial transmembranal y de equilibrio.

Los canales iónicos requieren diferentes compuertas para representar los procesos de activación e inactivación. La ecuación (7.9) se puede expresar de manera alterna como: (Ec. 7.10)

$$\frac{dy}{dt} = \frac{y^\infty - y}{\tau y}$$

donde:

$$(Ec. 7.11) \quad \tau y = \frac{1}{\alpha_y + \beta_y}$$

$$(Ec. 7.12) \quad y^\infty = \frac{\alpha_y}{\alpha_y + \beta_y}$$

La variable  $y^\infty$  representa el estado de equilibrio de la compuerta y  $\tau y$  es la constante de tiempo asociada con el proceso de activación e inactivación. Esta constante indica cuánto tiempo le tomará a la compuerta regresar a un estado de equilibrio en ausencia de perturbaciones adicionales.

Hodgkin y Huxley sugirieron que la corriente correspondiente al ingreso de sodio seguía un proceso de activación o inactivación. Ajustaron los datos y obtuvieron la siguiente ecuación: (Ec. 7.13)

$$g_{Na} = \bar{g}_{Na} m^3 h$$

donde  $g_{Na}$  es la conductancia máxima correspondiente al sodio,  $m$  es la variable de activación y  $h$  es la variable de inactivación. Ambas variables son descritas mediante las siguientes ecuaciones diferenciales de primer orden:

$$(Ec. 7.14a) \quad \frac{dm}{dt} = \alpha_m (1 - m) - \beta_m m$$

$$(Ec. 7.14b) \quad \frac{dh}{dt} = \alpha_h (1 - h) - \beta_h h$$

Las variables  $\alpha$  y  $\beta$  son funciones del voltaje y fueron ajustadas a los datos experimentales y se obtuvieron las siguientes ecuaciones:

$$(Ec. 7.15a) \quad \alpha_m = \frac{0.1(V_m + 25)}{\exp[0.1(V_m + 25)] - 1}$$

$$(Ec. 7.15b) \quad \beta_m = 4 \exp\left[\frac{V_m}{18}\right]$$

$$(Ec. 7.15c) \quad \alpha_h = 0.07 \exp\left[\frac{V_m}{20}\right]$$

$$(Ec. 7.15d) \quad \beta_h = \frac{1}{\exp[0.1(V_m + 30)] + 1}$$

Para modelar la conductancia del potasio se usó la siguiente ecuación (Ec. 7.16) que sólo incluía una variable de activación  $n$ :

$$g_K = \bar{g}_K n^4$$

En este caso, para las variables  $\alpha$  y  $\beta$  se obtuvo:

$$(Ec. 7.17a) \quad \alpha_n = \frac{0.2(V_m + 10)}{\exp[0.1(V_m + 10)] - 1}$$

$$(Ec. 7.17b) \quad \beta_n = 0.125 \exp\left[\frac{V_m}{18}\right]$$

Así se obtuvo el modelo completo de Hodgkin - Huxley descrito por las corrientes iónicas individuales:

$$(Ec. 7.18a) \quad I_{Na} = \bar{g}_{Na} m^3 h (V_m - E_{Na})$$

$$(Ec. 7.18b) \quad I_K = \bar{g}_K n^4 (V_m - E_K)$$

$$(Ec. 7.18c) \quad I_L = \bar{g}_L (V_m - E_L)$$

## Modelo de FitzHugh-Nagumo

Este modelo se obtuvo como una simplificación del llamado modelo rápido lento, que se obtiene a partir de las ecuaciones de Hodgkin-Huxley con base en algunos procedimientos asintóticos de parámetros pequeños.

Debido a que es un modelo plano (en dos variables) ha sido ampliamente usado. Este modelo utiliza un polinomio cúbico para modelar la excitación, pero también incluye una variable de recuperación de manera que, tanto la despolarización como la repolarización son modeladas.

El potencial transmembrana normalizado se denota por  $u$  y se calcula mediante: (Ec. 7.19)

$$u = \frac{V_m - V_r}{V_p - V_r}$$

donde  $V_p$  es el potencial de meseta y  $V_r$  es el potencial en reposo.

El potencial umbral  $V_{th}$  se normaliza de la misma manera: (Ec. 7.20)

$$\alpha = \frac{V_{th} - V_r}{V_p - V_r}$$

Se utiliza un polinomio cúbico para describir la excitabilidad: (Ec. 7.21)

$$\frac{du}{dt} = c_1 u(u - \alpha)(u - 1) + c_2 v$$

donde  $c_1$  es una constante de excitación,  $c_2$  una constante de decaimiento y el parámetro  $\alpha$  representa el valor del potencial umbral normalizado. La variable  $v$  corresponde a la inactivación y satisface una ecuación del tipo: (Ec. 7.22)

$$\frac{dv}{dt} = b(u - dv)$$

donde  $b$  representa una constante de recuperación y  $d$  una constante de decaimiento.

Parámetro	Valor	Unidades
$V_r$	-85	mV
$V_{th}$	-75	mV
$V_p$	15	mV
$c_1$	0.175	ms <sup>-1</sup>
$c_2$	0.03	ms <sup>-1</sup>
$b$	0.011	ms <sup>-1</sup>
$d$	0.55	adimensional
$c_m$	0.01	$\mu Fmm^{-2}$

**Cuadro 7.1** Parámetros típicos para el modelo de FHN

Aunque presenta ciertas similitudes con las células cardiacas, este modelo carece de propiedades importantes como: diferentes escalas de tiempo para la despolarización y repolarización y la velocidad de conducción. Este modelo no explica el intervalo diastólico mínimo que le sigue a un potencial de acción antes que comience uno nuevo, lo cual es una característica de las células cardiacas.

Además, el potencial de acción correspondiente a este modelo presenta una fase final de hiperpolarización, lo cual se observa en tejido neuronal, pero no cardiaco.

Sin embargo, la fase de hiperpolarización del potencial de acción correspondiente a FitzHugh–Nagumo puede ser fácilmente eliminada utilizando pequeñas variaciones (Rogers–McCulloch, 1994) y el modelo también puede modificarse para reproducir las propiedades de dispersión del tejido cardiaco, como lo mostraron Aliev y Panfilov en 1996.

## Modelo modificado de FitzHugh–Nagumo (Rogers–McCulloch)

En 1994, Rogers–McCulloch modificaron el modelo estándar de FitzHugh–Nagumo en un esfuerzo por generar un potencial de acción más realista al incrementar la velocidad de ascenso y eliminar la larga hiperpolarización que se presenta al final de la fase de recuperación. La ecuación para la corriente iónica se modificó multiplicando

la ecuación que describe la excitabilidad en el modelo de FHN por el potencial normalizado, es decir:

$$(Ec. 7.23a) \quad \frac{du}{dt} = c_1 u(u - \alpha)(u - 1) + c_2 uv$$

$$(Ec. 7.23b) \quad \frac{dv}{dt} = u(u - dv)$$

En este modelo se ajustaron los parámetros a los siguientes valores:

Parámetro	Valor	Unidades
$c_1$	0.26	ms <sup>-1</sup>
$c_2$	0.1	ms <sup>-1</sup>
$b$	0.013	ms <sup>-1</sup>
$d$	0.8	adimensional

**Cuadro 7.2** Parámetros ajustados para el modelo de FHN modificado

## MODELOS PARA CÉLULAS CARDIACAS

### Modelo de Noble

El primer modelo en describir el potencial de acción de las células cardiacas fue propuesto por Noble en 1962 para describir la dinámica del potencial de membrana en las fibras de Purkinje. Este modelo se basa en el modelo de Hodgkin-Huxley, pero los parámetros han sido ajustados para reproducir el potencial de acción de las células de Purkinje, el cual difiere considerablemente del obtenido para el axón gigante del calamar. En particular, el potencial de acción de Purkinje tiene una pronunciada meseta y la duración es de 300-400 ms comparada con los 3 ms del potencial de acción en el axón del calamar. El modelo de Noble es muy similar al de Hodgkin - Huxley en el sentido que describe una corriente transmembrana que transporta dos diferentes iones: sodio y potasio. Las ecuaciones para el modelo son:

$$(Ec. 7.24a) \quad I_{ion} = I_{Na} + I_K + I_L$$

$$(Ec. 7.24b) \quad I_{Na} = (\bar{g}_{Na} m^3 h + \bar{g}_c)(V_m - E_{Na})$$

$$(Ec. 7.24c) \quad I_K = (g_{K1} + \bar{g}_{K2} n^4)(V - E_K)$$

$$(Ec. 7.24d) \quad I_L = \bar{g}_L (V_m - E_L)$$

donde  $\bar{g}_L$  está incluida en la descripción de la corriente del sodio como una conductancia al sodio que se asumió independiente del potencial de la membrana y del tiempo.

Denis Noble propuso que existían dos tipos de canales de potasio en la membrana celular. La primera era dependiente del voltaje, pero independiente del tiempo con una conductancia  $\bar{g}_{K1}$  que disminuía conforme la membrana se despolarizaba. (Ec. 7.25)

$$g_{K1} = 0.012 \exp\left[\frac{V_m + 90}{50}\right] + 0.015 \exp\left[\frac{V_m + 90}{60}\right]$$

El segundo tipo de canal es un canal regulado por compuertas como Hodgkin y Huxley lo habían propuesto. La formulación para las variables de compuertas incluidas en el modelo de Noble ( $m$ ,  $h$  y  $n$ ) es idéntica al modelo de Hodgkin-Huxley, en tanto que las constantes  $\alpha$  y  $\beta$  fueron ajustadas a los datos de las células de Purkinje. Los resultados se muestran a continuación:

$$(Ec. 7.26a) \quad \alpha_m = \frac{0.1(V_m - 48)}{\exp\left[\frac{-V_m - 48}{15}\right] - 1}$$

(Ec. 7.26b)

$$\beta_m = \frac{0.12(V_m + 8)}{\exp\left[\frac{V_m + 8}{5}\right] - 1}$$

$$(Ec. 7.26c) \quad \alpha_h = 0.17 \exp\left[\frac{-V_m - 90}{20}\right]$$

(Ec. 7.26d)

$$\beta_h = \frac{1}{\exp\left[\frac{-V_m - 42}{10}\right] + 1}$$

$$(Ec. 7.26e) \quad \alpha_n = \frac{0.0001(-V_m - 50)}{\exp\left[-\frac{V_m - 90}{80}\right] - 1}$$

(Ec. 7.26f)

$$\beta_n = 0.002 \exp\left[-\frac{V_m - 90}{80}\right]$$

Cabe mencionar que las células de Purkinje exhiben despolarización espontánea (habilidad que tienen algunas células cardiacas para generar impulsos).

Debido a esto, no existe un periodo prolongado donde la célula esté en reposo durante la señal del potencial de acción y era necesario una corriente de estimulación para inducir un potencial de acción.

## Modelo de DiFrancesco–Noble

Hasta hoy en día sigue siendo el modelo con la descripción más completa de la dinámica de las fibras de Purkinje. Fue el primer modelo en incluir bombas de iones e intercambiadores. El flujo total de corriente a través de la membrana celular fue descrito por: (Ec. 7.27)

$$I_{ion} = I_f + I_K + I_{K1} + I_{to} + I_{bNa} + I_{bCa} + I_p + I_{NaCa} + I_{Na} + I_{si}$$

donde  $I_{si}$  la segunda corriente de entrada de calcio se divide en tres componentes que dependen de los iones de  $Ca^{2+}$ ,  $K^+$  y  $Na^+$ , respectivamente.

Breve descripción de las corrientes:

- $I_f$  es una corriente de hiperpolarización basada en los iones de  $Na^+$  y  $K^+$ :
- $I_K$  es una corriente de potasio dependiente del tiempo que actúa como un rectificador retardado.
- $I_{K1}$  es una corriente de potasio independiente del tiempo.
- $I_{to}$  es una corriente transitoria de salida que actúa como un rectificador, activada por los iones de calcio y dependiente de la concentración extracelular de potasio.
- $I_{bCa}$  es una corriente de calcio dependiente del voltaje.
- $I_p$  es una corriente que surge al operar la bomba de sodio-potasio.
- $I_{NaCa}$  es la corriente debido al intercambiador de sodio-calcio.
- $I_{Na}$  es la corriente de entrada rápida de sodio regulada por las variables de compuertas  $m$  y  $h$ .
- $I_{si}$  es la corriente secundaria de entrada lenta de sodio regulada por dos variables de compuertas  $d$  y  $f$ .

Cabe aclarar que el modelo incluye 16 variables y gran número de ecuaciones, por ello no se presenta el sistema correspondiente.

## Modelo de Karma para las fibras de Purkinje

Se basa en el análisis del modelo de Noble donde las variables rápidas  $m$  y  $h$  se han eliminado. El modelo consiste de dos variables, una rápida relacionada con el voltaje de la membrana y una lenta. Las ecuaciones para este modelo son:

$$(Ec. 7.28a) \quad \frac{dV_m}{dt} = -V_m + \left[ 1 + 4\delta - \left( \frac{\omega}{\omega_B} \right)^M \right] h(V_m)$$

$$(Ec. 7.28b) \quad \frac{d\omega}{dt} = \varepsilon[\theta(V_m - 1) - \omega]$$

donde  $\theta(V_m - 1)$  es una función de Heaviside y  $\varepsilon$  es la razón entre las escalas del tiempo de ascenso del potencial de acción y su duración.

El potencial de acción que genera este modelo tiene un ascenso rápido más realista y una recuperación lenta, comparada con el modelo estándar de FitzHugh-Nagumo. Además, reproduce la dinámica oscilatoria del pulso observada de manera experimental. Sin embargo, este modelo falla al tratar de reproducir ciertos efectos fisiológicos como son las trayectorias lineales para las ondas espirales en presencia de difusión, similares a las observadas de manera experimental.

## Modelo de Beeler–Reuter

Con el propósito de simular la actividad eléctrica en el corazón a nivel global y, en particular, su relación con los registros del ECG, las células ventriculares son probablemente las más importantes y no las de Purkinje. El primer modelo que describió estas células fue propuesto por Beeler y Reuter en 1975. Una diferencia importante entre las células de Purkinje y las células ventriculares es la influencia del calcio, la cual es esencial para la contracción de las células musculares.

El modelo de Beeler-Reuter se basa en información experimental del cobayo y describe las siguientes corrientes iónicas:

- 1) corriente rápida de entrada debido al sodio.
- 2) corriente lenta de entrada debido al calcio.
- 3) corrientes de salida debidas al potasio.

Las corrientes son controladas por seis variables de compuertas; el modelo describe la concentración intracelular del calcio, además del potencial transmembranal. Esto da un total de ocho variables de estado, descritas por las siguientes ecuaciones:

$$(Ec. 7.29a) \quad -C_m \frac{dv}{dt} = I_{Na} + I_K + I_x + I_s + I_{app}$$

$$(Ec. 7.29b) \quad \frac{dc}{dt} = 0.07(1 - c) - I_s$$

$$(Ec. 7.29c) \quad \frac{dg}{dt} = \alpha_g(1 - g) - \beta_g g$$

con  $g=m; h; j; d; f; x$  dado que todas las variables de compuerta tienen la misma estructura. Las dos corrientes de salida de potasio se denotan por  $I_K$  e  $I_{K'}$ ,  $I_s$  representa la corriente de entrada de calcio. La concentración intracelular de calcio está descrita por la variable  $c$ ,  $c = 10^7[C_{ai}]$ :

Aunque el modelo de Beeler-Reuter fue el primer modelo matemático para las células ventriculares, aún se usa. La razón principal para esto es que el modelo es simple comparado con modelos más recientes. Modelos más complejos presentan una dificultad computacional grande. En este sentido, los modelos simples como el de Beeler-Reuter tienen una ventaja sobre modelos más recientes, los cuales demandan mucho trabajo de computación.

Otro modelo clásico para las células ventriculares que aún se utiliza es el modelo de Luo-Rudy de 1991. Este modelo se basa en el de Beeler - Reuter e incluye seis corrientes iónicas, controladas por un total de siete variables de compuerta. Las dos adiciones al modelo de Beeler - Reuter son una corriente de potasio independiente del tiempo y una corriente pasiva. De manera similar al modelo de Beeler-Reuter, el de Luo - Rudy describe la dinámica de la concentración intracelular del calcio, además del potencial transmembranal.

Con siete variables de compuertas, el modelo consiste de nueve ecuaciones diferenciales:

$$(Ec. 7.30a) \quad -C_m \frac{dv}{dt} = I_{Na} + I_{si} + I_K + I_{K1} + I_{Kp} + I_b + I_{app}$$

$$(Ec. 7.30b) \quad \frac{d[C_a]_i}{dt} = -0.0001I_{si} + 0.07(0.0001 - [C_a]_i)$$

$$(Ec. 7.30c) \quad \frac{dg}{dt} = \alpha_g(1 - g) - \beta_g g$$

con  $g=m; h; j; d; f; x; x_i$  siendo las variables de compuerta que controlan las corrientes iónicas. Además,  $I_{Na}$  es la corriente rápida de sodio e  $I_{si}$  es la corriente lenta de entrada de calcio.

## Modelo de Fenton-Karma

Este modelo (también conocido como el modelo 3V) fue desarrollado en 1998 como un modelo de tres variables para el potencial de acción cardiaco. Usa tres corrientes transmembrana, una de entrada rápida, una de entrada lenta y una de salida lenta que representan las corrientes de sodio, calcio y potasio, respectivamente.

Además de ser un modelo computacional, una de sus principales contribuciones es la flexibilidad para reproducir información experimental o de otros modelos del poten-

cial de acción cardíaco. Algunas de las principales características que reproduce son: umbral de excitación, intervalo diástolico mínimo, duración máxima y mínima del potencial y curvas de restitución.

Este modelo es una alternativa útil para modelos más complejos, de manera especial en simulaciones numéricas; contiene tres variables: el potencial transmembrana y dos variables de compuerta:  $f$  y  $s$ . Los cambios en voltaje debido a las corrientes iónicas están dados por la siguiente relación: (Ec. 7.31)

$$\frac{dv}{dt} = -(J_{fast} + J_{slow} + J_{ung} + J_{stim})$$

La corriente de entrada rápida  $J_{fast}$  tiene la forma: (Ec. 7.32)

$$J_{fast} = -\frac{fQ(v)}{\tau_{fast}}$$

donde  $\tau_{fast}$  es la constante de tiempo para esta corriente, la dependencia del voltaje  $Q(v)$  está dada por: (Ec. 7.33)

$$Q(v) = \begin{cases} (v - V_{crit})(1 - v) & \text{si } v > V_{crit} \\ 0 & \text{si } v < V_{crit} \end{cases}$$

La variable compuerta  $f$  satisface la ecuación diferencial: (Ec. 7.34)

$$\frac{df}{dt} = \frac{[f_{\infty}(v) - f]}{\tau_f(v)}$$

Las funciones dependientes de voltaje son funciones a trozos dadas por: (Ec. 7.35)

$$f_{\infty}(v) = \begin{cases} 0 \text{ y } \tau_f(v) = \tau_{fclose} & \text{si } v > V_{fgate} \\ 1 \text{ y } \tau_f(v) = \tau_{fopen} & \text{si } v < V_{fgate} \end{cases}$$

Similarmente, la corriente de entrada lenta tiene la forma: (Ec. 7.36)

$$J_{slow} = \frac{sS(v)}{\tau_{slow}}$$

donde la función  $S(v)$  está dada por: (Ec. 7.37)

$$S(v) = \frac{1 + \tanh[k(v) - V_{sig}]}{2}$$

y la variable compuerta  $s$  satisface la ecuación diferencial: (Ec. 7.38)

$$\frac{ds}{dt} = \frac{[s_{\infty}(v) - s]}{\tau_s(v)}$$

## MODELOS PARA CÉLULAS MARCAPASO

### Modelo de Yanagihara-Noma-Irisawa

El primer modelo para el nodo sinusal fue publicado en 1980 por Yanagihara, Noma e Irisawa. Este modelo utiliza una formulación del tipo Hodgkin-Huxley e incluye varias corrientes transmembranales: corriente interna de sodio, corriente lenta de calcio y un canal rectificador de potasio, entre otros. En este modelo la corriente interna de calcio es responsable del ascenso del potencial de acción y del umbral determinado tanto por la corriente lenta de inactivación y la dinámica de activación de la corriente de potasio.

### Modelo de Bristow-Clark

Fue desarrollado en 1982 como una modificación del modelo de McAllister-Noble para reproducir un potencial de acción específico del nodo sinusal. Utiliza siete variables: una de voltaje y seis variables de compuerta. Se modelan las corrientes de sodio, calcio y umbral del potasio.

### Modelo de Noble

Se desarrolló basado en el modelo de DiFrancesco-Noble para las fibras de Purkinje y usa modificaciones de los valores de los parámetros para reproducir información disponible del nodo sinusal. Las concentraciones iónicas se modelan en mayor detalle, en particular las concentraciones de calcio y las concentraciones intracelulares y extracelulares de potasio.

# MODELOS DE CONDUCCIÓN

## Modelo de bidominio

En este modelo el tejido cardiaco se divide en dos dominios: el intracelular y el extracelular. Ambos dominios se consideran continuos y que llenan el volumen completo del miocardio. La justificación para suponer que el espacio intracelular es continuo es la siguiente: las células musculares están conectadas mediante uniones intercelulares comunicantes (*gap junctions*), estos son pequeños canales proteicos dentro de la membrana que permiten la conexión intercelular. Debido a estas uniones, sustancias como los iones o pequeñas moléculas, pueden pasar directamente de una célula a otra sin pasar por el espacio entre dos células (el dominio extracelular).

En ambos dominios se define un potencial eléctrico. Se supone que cada punto en el corazón se está en el dominio intracelular como en el extracelular, y por ello, se le asigna un potencial intracelular como uno extracelular.

Los dominios intracelular y extracelular están separados por la membrana celular y esta última se considera como una distribución continua que llena todo el volumen del tejido. La membrana actúa como aislante eléctrico entre los dos dominios, pues de otra manera no se podría tener una diferencia de potencial entre los dominios intracelular y extracelular. Sin embargo, aunque la resistencia de la membrana es muy alta, permite que los iones pasen por canales específicos ubicados en la membrana.

Por tanto, una corriente eléctrica atravesará la membrana, cuya magnitud dependerá de la diferencia de potencial a través de la membrana y de la permeabilidad a los iones. Este potencial transmembranal está definido para cada punto del corazón y se define como la diferencia entre el potencial extracelular y el intracelular. Las corrientes eléctricas en estos dominios están dadas por: (Ec. 7.39) (Ec. 7.40)

$$J_i = -M_i \nabla u_i$$

$$J_e = -M_e \nabla u_e$$

Donde  $J_i$  es la corriente intracelular y  $J_e$  es la corriente extracelular,  $M_i$  y  $M_e$  son las conductividades de los dos dominios,  $u_i$  y  $u_e$  son los correspondientes potenciales. En el modelo de bidominio la membrana celular actúa como aislante eléctrico entre los dos dominios, tiene la propiedad de poder separar cargas. Por ello, es natural suponer que existe cierta acumulación de carga en cada dominio. Sin embargo, debido al poco grosor de la membrana, cualquier acumulación de carga eléctrica en un lado de la membrana inmediatamente atrae una carga opuesta en el otro lado de la membrana. Este balance en la acumulación de carga implica que la carga total acumulada en cualquier punto es cero, lo cual se describe mediante la siguiente ecuación: (Ec. 7.41)

$$\frac{\partial}{\partial t}(q_i + q_e) = 0$$

donde

$q_i$  es la carga intracelular y  
 $q_e$  es la carga extracelular

En cada dominio, la carga total en un punto es igual a la suma de la tasa de acumulación de carga en dicho punto más la corriente iónica que sale del dominio. Esto se expresa mediante las siguientes ecuaciones:

$$(Ec. 7.42) \quad -\nabla \cdot J_i = \frac{\partial q_i}{\partial t} + \chi I_{ion}$$

$$(Ec. 7.43) \quad -\nabla \cdot J_e = \frac{\partial q_e}{\partial t} - \chi I_{ion}$$

Donde  $I_{ion}$  es la corriente iónica a través de la membrana. La corriente iónica se suele medir por unidad de área de la membrana celular, en tanto que las densidades de carga y corriente se miden por unidad de volumen. La constante  $\chi$  representa el área de la membrana celular por unidad de volumen.

Por tanto, mientras que  $I_{ion}$  es la corriente iónica por unidad de área de la membrana,  $\chi I_{ion}$  es la corriente iónica por unidad de volumen del tejido. La dirección positiva se define como la que va del dominio intracelular hacia el extracelular.

Combinando las ecuaciones (7.41), (7.42) y (7.43) se obtiene: (Ec. 7.44)

$$\nabla \cdot J_i + \nabla \cdot J_e = 0$$

Esta ecuación indica que la corriente total se conserva. Introduciendo (7.39) y (7.40) en esta última ecuación se obtiene: (Ec. 7.45)

$$\nabla \cdot (M_i \nabla u_i) + \nabla \cdot (M_e \nabla u_e) = 0$$

La cantidad de carga que puede ser separada por la membrana celular depende del potencial transmembranal y de las propiedades capacitivas de la membrana. El potencial transmembranal  $v$  se define como  $v = u_i - u_e$  el cual está relacionado con la cantidad de carga separada mediante la relación: (Ec. 7.46)

$$q = \frac{1}{2}(q_i - q_e)$$

Combinando (7.45) y (7.46) y tomando la derivada con respecto al tiempo se obtiene: (Ec. 7.47)

$$\chi C_m \frac{\partial v}{\partial t} = \frac{1}{2} \frac{\partial (q_i - q_e)}{\partial t}$$

Y de (7.41) se obtiene: (Ec. 7.48)

$$\frac{\partial q_i}{\partial t} = - \frac{\partial q_e}{\partial t} = \chi C_m \frac{\partial v}{\partial t}$$

Insertando esta ecuación en (7.42) se obtiene: (Ec. 7.49)

$$\nabla \cdot (M_i \nabla u_i) = \chi C_m \frac{\partial v}{\partial t} + \chi I_{ion}$$

Esta ecuación describe las variaciones en los tres potenciales  $u_i$ ,  $u_e$  y  $v$ ; usando la definición de  $v$  es posible eliminar el término correspondiente al potencial intracelular.

Se tiene  $u_i = u_e + v$ , lo cual da lugar a:

$$(Ec. 7.50a) \quad \nabla \cdot (M_i \nabla (u_e + v)) = \chi C_m \frac{\partial v}{\partial t} + \chi I_{ion}$$

$$(Ec. 7.50b) \quad \nabla \cdot (M_i \nabla (u_e + v)) + \nabla \cdot (M_e \nabla u_e) = 0$$

Agrupando términos se obtiene la formulación estándar del modelo de bidominio propuesta por L. Tung en 1978:

$$(Ec. 7.51a) \quad \nabla \cdot (M_i \nabla v) + \nabla \cdot (M_i \nabla u_e) = \chi C_m \frac{\partial v}{\partial t} + \chi I_{ion}$$

$$(Ec. 7.51b) \quad \nabla \cdot (M_i \nabla v) + \nabla \cdot ((M_i + M_e) \nabla u_e) = 0$$

Las propiedades conductivas del tejido cardiaco son altamente anisotrópicas, es decir, varían según la dirección en que se examinan, lo que implica que los parámetros  $M_i$  y  $M_e$  sean tensores. La anisotropía resulta del hecho de que el tejido del corazón

consiste de fibras musculares en las cuales la conductividad es mayor en la dirección de las fibras que en la dirección transversal. Más aún, las fibras musculares están organizadas en "láminas", lo cual da tres direcciones para los valores de las conductividades del tejido: paralela a las fibras, perpendicular a las fibras, pero paralela a la lámina y perpendicular a la lámina. Las direcciones de la fibra y, por tanto, los tensores de conductividad varían en el tejido muscular.

En un punto dado se puede definir un conjunto de vectores normales unitarios  $a_l$ ,  $a_t$  y  $a_n$  donde  $a_l$  está dirigido a lo largo de las fibras,  $a_t$  es perpendicular a las fibras en la dirección de la lámina y  $a_n$  es normal al plano. Expresado en esta base formada por estos tres vectores unitarios, el tensor local de conductividad. (Ec. 7.52)

$$M^* = \begin{bmatrix} \sigma_l & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_t & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_n \end{bmatrix}$$

Para un campo eléctrico  $E^* = (e_1, e_2, e_3)^T$  definido en términos de los vectores de la base local  $a_l$ ,  $a_t$  y  $a_n$ . Por la ley de Ohm se obtiene la siguiente expresión para la corriente: (Ec. 7.53)

$$J^* = M^* E^* = (\sigma_l e_1, \sigma_t e_2, \sigma_n e_3)^T = (j_1, j_2, j_3)$$

El vector de la corriente es transformado en las coordenadas globales mediante: (Ec. 7.54)

$$J = j_1 a_l + j_2 a_t + j_3 a_n = A J^*$$

Donde  $A$  es una matriz que tiene:  $a_l$ ,  $a_t$  y  $a_n$  como columnas. Un campo eléctrico  $E$  expresado en el sistema global de coordenadas es transformado en las coordenadas globales a través de la aplicación inversa  $E^* = A^{-1} E$ . Dado que los vectores columna de  $A$  son normales unitarios se tiene  $A^{-1} = A^T$ : Luego se tiene la siguiente relación entre el campo eléctrico  $E$  y la corriente  $J$ , ambas expresadas en el sistema global de coordenadas: (Ec. 7.55)

$$J = A M^* A^T E$$

Por tanto, los tensores globales de conductividad  $M_e$  y  $M_i$  están definidos por:

(Ec. 7.56a)

$$M_i = A M_i^T A^T$$

$$(Ec. 7.56b) \quad M_e = AM_e^T A^T$$

donde  $M_i$  y  $M_e$  son los tensores de conductividad intracelular y extracelular expresados en el sistema local de coordenadas.

Para obtener condiciones de contorno para  $u_e$  y  $v$ , supóngase que el corazón está rodeado por un medio no-conductor, se necesita que la componente normal de las corrientes intracelular y extracelular sea nula en la frontera. Es decir:

$$(Ec. 7.57a) \quad n \cdot J_i = 0$$

$$(Ec. 7.57b) \quad n \cdot J_e = 0$$

donde  $n$  es el vector normal unitario externo de la frontera del corazón.

Utilizando las expresiones para las dos corrientes y eliminando  $u_i$  se tiene:

$$(Ec. 7.58a) \quad n \cdot (M_i \nabla v + M_i \nabla u_e) = 0$$

$$(Ec. 7.58b) \quad n \cdot (M_e \nabla u_e) = 0$$

Cabe mencionar que en la literatura se reportan distintos valores de las conductividades (intracelular y extracelular). A continuación se incluye un cuadro (7.3) donde se reportan los valores de acuerdo con Klepfer, Henriquez y Polland.

Parámetro	Valor
$C_m$	1 $\mu$ F/cm <sup>2</sup>
$\chi$	2000 cm <sup>-1</sup>
$\sigma_l^i$	3 mS/cm
$\sigma_t^i$	1 mS/cm
$\sigma_n^i$	0.31525 mS/cm
$\sigma_l^e$	2 mS/cm
$\sigma_t^e$	1.65 mS/cm
$\sigma_n^e$	1.3514 mS/cm

**Cuadro 7.3** Conductividades intra y extracelular

Enseguida se presenta otro cuadro (7.4) de acuerdo con los valores reportados por Plonsey con base en los trabajos experimentales de Roberts *et al.*:

Parámetro	Valor	Unidades
$\sigma_{ix}$	Conductividad intracelular en dirección paralela a las fibras	0.278 S/m
$\sigma_{iy}$	Conductividad intracelular en dirección perpendicular a las fibras	0.0263 S/m
$\sigma_{ex}$	Conductividad extracelular en dirección paralela a las fibras	0.222 S/m
$\sigma_{ey}$	Conductividad extracelular en dirección perpendicular a las fibras	0.133 S/m

**Cuadro 7.4**

y uno más de acuerdo con los valores reportados por Roth (Cuadro 7.5):

Parámetro	Valor	Unidades
$\sigma_{ix}$	Conductividad intracelular en dirección paralela a las fibras	0.20 S/m
$\sigma_{iy}$	Conductividad intracelular en dirección perpendicular a las fibras	0.02 S/m
$\sigma_{ex}$	Conductividad extracelular en dirección paralela a las fibras	0.20 S/m
$\sigma_{ey}$	Conductividad extracelular en dirección perpendicular a las fibras	0.08 S/m

**Cuadro 7.5**

## Modelo de Monodominio

Para la actividad eléctrica en el corazón se modela un sistema de ecuaciones diferenciales parciales, el cual es difícil de resolver y analizar. Al hacer ciertas suposiciones sobre los tensores de conductividad  $M_i$  y  $M_e$  es posible simplificar el sistema a una sola ecuación que describe la dinámica del potencial transmembrana  $v$ . Se supone que la razón de anisotropía de ambos dominios es constante, es decir,  $M_e = \lambda M_i$ , donde  $\lambda$  es un escalar.

Luego se obtiene la siguiente ecuación para el modelo de monodominio: (Ec. 7.59)

$$\frac{\lambda}{1+\lambda} \nabla \cdot (M_i \nabla v) = \chi C_m \frac{\partial v}{\partial t} + \chi I_{ion}$$

Con la siguiente condición de contorno: (Ec. 7.60)

$$n \cdot (M_i \nabla v) = 0$$

El modelo de monodominio es una simplificación de las ecuaciones originales del modelo de bidominio, con ciertas ventajas y desventajas, ya que algunas propiedades electrofisiológicas importantes no se observan cuando se supone anisotropía.

## MODELO INTEGRADO PARA EL TORSO

La actividad en las regiones pasivas del torso está relacionada con la actividad en la región cardiaca. A continuación se describe un modelo basado en el de bidominio que describe la actividad eléctrica del corazón en la superficie del cuerpo. Si la región cardiaca se denota por  $H$  y las regiones del torso por  $B$  (con fronteras  $\partial H$  y  $\partial B$ ) entonces:

$$(Ec. 7.61a) \quad \nabla \cdot ((\sigma_i + \sigma_e) \nabla \phi_e) = -\nabla \cdot (\sigma_i \nabla V_m) + I_s \text{ en } H$$

$$(Ec. 7.61b) \quad \nabla \cdot (\sigma_i \nabla V_m) + \nabla \cdot (\sigma_i \nabla \phi_e) = A_m (C_m \frac{\partial V_m}{\partial t} + I_{ion}) - I_s \text{ en } H$$

$$(Ec. 7.61c) \quad \nabla \cdot (\sigma \nabla \phi_o) = 0 \text{ en } B$$

donde:

$\phi_i$  potencial intracelular en  $H$

$\phi_e$  potencial extracelular en  $H$

$\sigma_i$  conductividad intracelular en  $H$

$\sigma_e$  conductividad extracelular en  $H$

$\sigma$  conductividad en  $B$

$\phi_o$  potencial en el torso

$V_m$  potencial transmembrana

$C_m$  Capacitancia de la membrana celular por unidad de área

$I_{ion}$  suma de todas las corrientes iónicas

$A_m$  razón entre la superficie y el volumen de la membrana celular

$I_s$  estímulo externo aplicado a la célula para alcanzar el potencial umbral

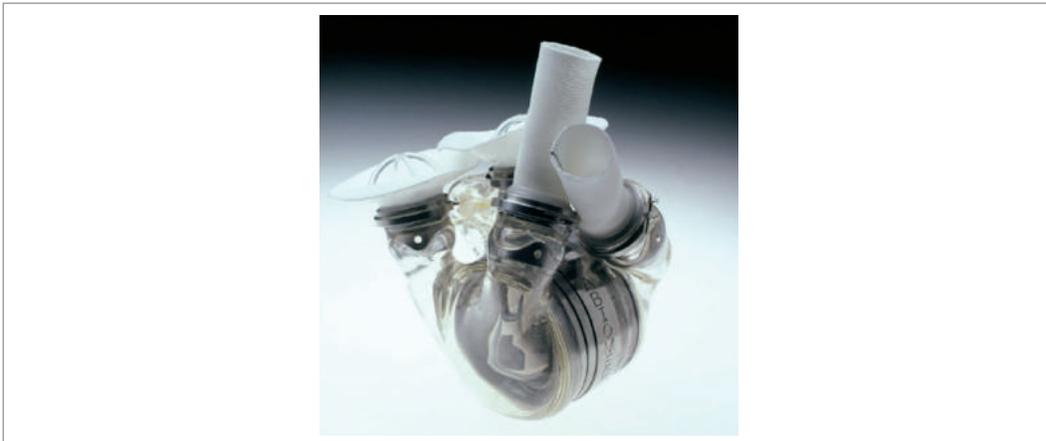
Para este tipo de modelo se utiliza el método de elementos finitos e información derivada de resonancia magnética cardíaca, conocida como IRM.

## CONCLUSIÓN

Toda esta serie de modelos se puede acoplar y mediante simulaciones computacionales es posible estudiar la actividad eléctrica en el corazón. En la actualidad, a estos modelos se les agregan otros tipos de modelos, por ejemplo, los de la presión ventricular del corazón y perfusión coronaria. Una vez hecho esto, se estudia en un "torso virtual" lo que ocurre cuando ciertos medicamentos entran al sistema y sus efectos en el electrocardiograma. Cabe resaltar que este tipo de investigaciones ahorra una cantidad significativa de dinero, porque al ser procedimientos no-invasivos, no se requiere una inversión tan costosa.

Sin duda, el estudio de modelos electrofisiológicos es de gran importancia para mejorar el entendimiento actual de un proceso tan complejo como lo es la actividad eléctrica en el corazón y los padecimientos cardiacos más comunes: síndrome de Brugada, QT largo y arritmias de reentrada.

## RECUADRO 7.1: CORAZÓN ARTIFICIAL



Gracias al desarrollo de nuevos materiales sintéticos y a la microelectrónica, se pudo diseñar y construir en la década de 1970 el primer Corazón Artificial, pero no autónomo (es decir, debía estar conectado a una máquina fuera del paciente).

En junio de 2001 se realizó el primer implante de corazón artificial que no estaba conectado a máquinas externas a un paciente que había sido desahuciado por los médicos y que se ofreció como voluntario para el experimento. A cambio, le prometieron un mes de vida. El paciente aceptó y vivió dos meses y medio más. Ese fue el primer gran logro de los médicos y de Abiomed Inc., empresa que fabrica el dispositivo conocido como Abiocor. El 13 de septiembre de 2001 se le implantó el mismo tipo de corazón a un segundo paciente, y sobrevivió dos años.

Otro implante artificial que se ha probado con éxito es el de Jarvik 2000; es una válvula fabricada en titanio. Se implanta dentro de los corazones demasiado débiles para bombear sangre al resto del cuerpo. La función de la válvula es aumentar la potencia del corazón.

En noviembre de 2012 la tecnología se estrenó en América Latina, en el Centro Médico Nacional Siglo XXI del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) y resultó un éxito pues desde hace seis meses don José vive gracias al implante del sistema que, coloquialmente, podría denominarse corazón biónico puesto que hace las veces de un corazón humano.

## Referencias bibliográficas

1. Keener J, Sneyd J. *Mathematical Physiology*. 2<sup>a</sup> Ed, Springer 2009.
2. Joakim Sundnes, Glenn Terje Lines, Xing Cai, Bjørn Fredrik Nielsen, Kent-Andre Mardal, Aslak Tveito. *Computing the Electrical Activity in the Heart*, Springer 2006.
3. Sachse SB. *Computational Cardiology*. Springer 2004.
4. Schneck DJ, Bronzino JD. *Biomechanics. Principles and applications*. CRC Press 2003.
5. Ja. Kogan B. *Introduction to computational cardiology*. Springer 2010.
6. Cabo C, Rosenbaum DS. *Quantitative Cardiac Electrophysiology*. Marcel Decker 2002.
7. Clifford GD, Azuaje F, Mc Sharry PE. *Advanced methods and tools for ECG data analysis*. Artech House 2006.
8. Roden DM, Balser JR, Alfred L. George Jr., and Anderson ME. *Cardiac Ion Channels*, *Annu. Rev. Physiol* 2002; 64: 431–75.
9. Austin TM, Hooks DA, Hunter PJ, Nickerson DP, *et al* *Modeling Cardiac Electrical Activity at the Cell and Tissue Levels*, *Ann. N.Y. Acad. Sci* 1080: 334–47 (2006).
10. Bueno-Orovio A. *et al*. *Minimal model for human ventricular action potentials in tissue*. *J Theor. Biol* 2008; doi:10.1016/j.jtbi.2008.03.029.
11. Gulrajani RM. *The forward problem of electrocardiography: Theoretical underpinnings and applications*. In *Modeling and Imaging of Bioelectric Activity—Principles and Applications*, B. He, Ed. New York: Kluwer Academic/Plenum, 2004; 43–80.
12. Pullan A, Paterson D, and Greensite F. *Non-invasive imaging of cardiac electrophysiology*. *Phil Trans R Soc Lond A*, Jun 2001; 359: 1277–86.
13. Greensite F. *Heart surface electrocardiographic inverse problem*. In *Modeling and Imaging of Bioelectric Activity—Principles and Applications*. B He Ed New York: Kluwer Academic/Plenum 2004; 119–60.
14. He B. *Electrocardiographic tomographic imaging*. In *Modeling and Imaging of Bioelectric Activity—Principles and Applications*, B He, Ed New York: Kluwer Academic/Plenum Publishers, 2004; 161–82.
15. He B and Wu D. *Imaging and visualization of 3-D cardiac electric activity*. *IEEE Trans Inf Tech Biomed*, Sep 2001; 5(3): 181–86.
16. Pedroza Meléndez A. *El corazón artificial*. México: Habilitas 2002; Año II, 17: 5.

# Glosario

---

- **Ácidos nucleicos.** Son grandes polímeros formados por la repetición de monómeros denominados nucleótidos, unidos mediante enlaces fosfodiéster. Se forman, así, largas cadenas; algunas moléculas de ácidos nucleicos llegan a alcanzar tamaños gigantescos, con millones de nucleótidos encadenados. Los ácidos nucleicos almacenan información genética de los organismos vivos y son responsables de la transmisión hereditaria. Existen dos tipos básicos, el ADN y el ARN. El descubrimiento de los ácidos nucleicos se debe a Friedrich Miescher, quien en 1869 aisló de los núcleos de las células una sustancia ácida a la que llamó nucleína,[1] nombre que después se cambió a ácido nucleico. En 1953, James Watson y Francis Crick descubrieron la estructura del ADN, empleando la técnica de difracción de rayos X.
- **ADN, Ácido desoxirribonucleico.** Ácido nucleico que contiene instrucciones genéticas usadas en el desarrollo y funcionamiento de todos los organismos vivos conocidos y algunos virus, y es responsable de su transmisión hereditaria.
- **Agua (del latín *aqua*).** Sustancia cuya molécula está formada por dos átomos de hidrógeno y uno de oxígeno ( $H_2O$ ). Es esencial para la supervivencia de todas las formas conocidas de vida.
- **Amperio o ampere (símbolo A).** Es la unidad de intensidad de corriente eléctrica. Forma parte de las unidades básicas en el Sistema Internacional de Unidades y fue nombrado en honor al matemático y físico francés André-Marie Ampère. El amperio es la intensidad de una corriente constante que, manteniéndose en dos conductores paralelos, rectilíneos, de longitud infinita, de sección circular despreciable y situados a una distancia de un metro uno de otro en el vacío, produciría una fuerza igual a  $2 \times 10^{-7}$  newton por metro de longitud.
- **Amplificador electrónico.** Puede significar tanto un tipo de circuito electrónico o etapa de éste, como un equipo modular que realiza la misma función y que normalmente forma parte de los equipos HI-FI. Su función es incrementar la intensidad de corriente y/o la tensión y con ello obtener como resultado un incremento en la potencia de la señal que se le aplica a su entrada, obteniéndose la señal aumentada a la salida. Para amplificar la potencia es necesario obtener la energía de una fuente de

alimentación externa. En este sentido, se puede considerar al amplificador como un modulador de la salida de la fuente de alimentación.

- **Anisotropía.** Propiedad de ser dependiente de la dirección. La anisotropía (opuesta de isotropía) es la propiedad general de la materia según la cual determinadas propiedades físicas, tales como: elasticidad, temperatura, conductividad, velocidad de propagación de la luz, etc. varían según la dirección en que son examinadas. Algo anisótropo podrá presentar diferentes características según la dirección. La anisotropía de los materiales es más relevante en los sólidos cristalinos, debido a su estructura atómica y molecular periódica. En un sentido más general, se habla de anisotropía cuando cualquier cambio de escala de una figura o un cuerpo, como en un gráfico x-y, se produce con factores distintos (o en dependencia de una función) en cada coordenada.
- **Ánodo.** Electrodo en que se produce una reacción de oxidación, mediante la cual un material, al perder electrones, incrementa su estado de oxidación.
- **Aparatos y sistemas del cuerpo humano.** Un sistema está formado por órganos homogéneos o semejantes por su estructura y origen, pues en su estructura predomina un mismo tipo de tejido originado de una determinada hoja germinativa (sistemas óseo, muscular y nervioso), en tanto que un aparato está constituido por órganos heterogéneos o diferentes en estos dos aspectos (aparatos locomotor, digestivo, respiratorio, urinario, genital, endocrino y circulatorio).
- **Átomo.** Es la unidad de la materia más pequeña de un elemento químico que mantiene su identidad o sus propiedades, y que no es posible dividir mediante procesos químicos. Está constituido por un núcleo atómico, en el que se concentra casi toda su masa, rodeado de una nube de electrones. El núcleo está formado por protones, con carga positiva, y neutrones, eléctricamente neutros. Los electrones, cargados negativamente, permanecen ligados a este mediante la fuerza electromagnética.
- **Axón, cilindroeje o neurita.** Prolongación de las neuronas especializadas en conducir el impulso nervioso desde el cuerpo celular o soma hacia otra célula. En la neurona adulta se trata de una prolongación única.
- **Batería eléctrica o acumulador.** Dispositivo que almacena energía eléctrica, usando procedimientos electroquímicos y que, posteriormente, la devuelve casi en su totalidad; este ciclo puede repetirse determinado número de veces. Se trata de un generador eléctrico secundario; es decir, un generador que no puede funcionar sin que se le haya suministrado electricidad previamente, mediante lo que se denomina proceso de carga.
- **Baumanómetro, esfigmomanómetro, esfingomanómetro o tensiómetro.** Instrumento médico empleado para la medición indirecta de la presión arterial, que la suele proporcionar en unidades físicas de presión, por regla general en milímetros de mercurio (mmHg o torr).
- **Biocompatibilidad.** En cirugía un biomaterial es el material que puede ser utilizado en algún implante o prótesis. En términos médicos un biomaterial es un compuesto farmacológico inerte diseñado para ser implantado o incorporado en el sistema vivo. En este sentido, el biomaterial se implanta con el propósito de sustituir o regenerar tejidos vivos y sus funciones. En realidad son muy pocos los materiales

biocompatibles aceptados por todo cuerpo, de ahí que no pueda clasificarse un material como tal de manera definitiva. Algunos de los materiales biocompatibles más comunes son el titanio para implantes o el acero.

- **Bioimpedancia.** Es la resistencia eléctrica que tiene un tejido del cuerpo humano al paso de la corriente eléctrica. La bioimpedancia cambia dependiendo del grosor de un órgano humano, piel, corazón, cerebro, aparato digestivo, etcétera.
- **BioMEMS.** Son Sistemas Micro Electro Mecánicos aplicados a la Biología y a la Medicina.
- **Campo eléctrico.** Pueden tener su origen tanto en cargas eléctricas como en campos magnéticos variables. Las primeras descripciones de los fenómenos eléctricos, como la ley de Coulomb, sólo tenían en cuenta las cargas eléctricas, pero las investigaciones de Michael Faraday y los estudios ulteriores de James Clerk Maxwell, permitieron establecer las leyes completas en las que también se tiene en cuenta la variación del campo magnético.
- **Campo magnético.** Representa una región del espacio en la que una carga eléctrica puntual de valor  $q$ , que se desplaza a una velocidad  $v$ , experimenta los efectos de una fuerza que es perpendicular y proporcional tanto a la velocidad  $v$  como al campo  $B$ .
- **Campos electromagnéticos.** Fenómeno físico producido por una corriente eléctrica al paso de un conductor que induce un campo magnético.
- **Capacitancia.** En electromagnetismo y electrónica, la capacitancia o capacidad eléctrica es la propiedad que tienen los cuerpos para mantener una carga eléctrica. La capacitancia también es una medida de la cantidad de energía eléctrica almacenada para un potencial eléctrico dado. El dispositivo más común que almacena energía de esta manera es el condensador.
- **Capacitores o condensadores.** Dispositivo pasivo, utilizado en electricidad y electrónica, capaz de almacenar energía sustentando un campo eléctrico. Está formado por un par de superficies conductoras, generalmente en forma de láminas o placas, en situación de influencia total (esto es, que todas las líneas de campo eléctrico que parten de una van a parar a la otra) separadas por un material dieléctrico o por el vacío. Las placas, sometidas a una diferencia de potencial, adquieren determinada carga eléctrica, positiva en una de ellas y negativa en la otra, es nula la variación de carga total.
- **Cardiopatía isquémica.** Designación genérica para un conjunto de trastornos estrechamente relacionados, en donde hay desequilibrio entre el suministro de oxígeno y sustratos con la demanda cardíaca. La isquemia se debe a una obstrucción del riego arterial al músculo cardíaco y causa, además de hipoxemia, un déficit de sustratos necesarios para la producción de ATP y un acúmulo anormal de productos de desecho del metabolismo celular. El estrechamiento de las arterias coronarias que irrigan el corazón ocurre fundamentalmente por la proliferación de músculo liso y el depósito irreversible de lípidos, en especial ésteres y cristales de colesterol. La lesión principal en el interior de los vasos sanguíneos del corazón se denomina placa de ateroma, rodeada por una capa de fibrosis.
- **Carga del electrón.** Desde el punto de vista físico, el electrón tiene una carga eléctrica de igual magnitud, pero de polaridad contraria a la del protón. Dicha cantidad, cuyo

valor es de  $1.602 \times 10^{-19}$  coulombios, es llamada carga elemental o fundamental, y es considerada, a veces, un cuanto de carga eléctrica, asignándosele un valor unitario. Por razones históricas y ventajas en ecuaciones matemáticas, se considera a la carga del protón como positiva, en tanto que a la del electrón como negativa. Por esto, se dice que los protones y electrones tienen cargas de +1 y -1 respectivamente, aunque esta elección de signo es totalmente arbitraria.

- **Carga Eléctrica.** Propiedad intrínseca de algunas partículas subatómicas que se manifiesta mediante atracciones y repulsiones que determinan las interacciones electromagnéticas entre ellas. La materia cargada de manera eléctrica es influida por los campos electromagnéticos, es a su vez, generadora de ellos.
- **Cátodo.** Electrodo en el que se genera una reacción de reducción, mediante la cual un material reduce su estado de oxidación al aportarle electrones. La polaridad del cátodo, positiva o negativa, depende del tipo de dispositivo. A veces, la condiciona el modo de operación, puesto que se establece según la dirección de la corriente eléctrica, atendiendo la definición universal de corriente eléctrica. En consecuencia, en un dispositivo que consume energía (como una celda electrolítica) el cátodo es negativo, y en un dispositivo que proporciona energía, como una pila voltaica (o pila de Volta o una batería) el cátodo es positivo.
- **Célula.** Unidad morfológica y funcional de todo ser vivo. De hecho, la célula es el elemento de menor tamaño que puede considerarse vivo. De este modo, puede clasificarse a los organismos vivos según el número de células que posean: si sólo tienen una, se les denomina unicelulares (como pueden ser los protozoos o las bacterias, organismos microscópicos); si tienen más, se les llama pluricelulares. En estos últimos, el número de células es variable: de pocos cientos, como en algunos nematodos, a cientos de billones ( $10^{14}$ ), como en el caso del ser humano. Las células suelen medir  $10 \mu\text{m}$  y una masa de 1 ng, aunque existen células mucho mayores.
- **Cianuro de hidrógeno.**  $[\text{H}-\text{C}\equiv\text{N}(\text{g})]$  o ácido cianhídrico  $[\text{H}-\text{C}\equiv\text{N}(\text{ac})]$ , ácido prúsico, metanonitrilo o formonitrilo es un compuesto químico cuya fórmula es HCN. La disolución de cianuro de hidrógeno en agua se llama ácido cianhídrico. El cianuro de hidrógeno puro es un líquido incoloro, muy venenoso y altamente volátil, que hierve a  $26^\circ\text{C}$ . Tiene ligero olor a almendras amargas, que algunas personas no pueden detectar debido a un rasgo genético.
- **Conductancia eléctrica.** Se denomina conductancia eléctrica (G) de un conductor, a la inversa de la oposición que dicho conductor presenta al movimiento de los electrones en su cuerpo, es decir, que la conductancia es la propiedad inversa de la resistencia eléctrica.
- **Convertidor analógico a digital.** Convertidor de señales analógicas a digitales (CAD), (o también ADC del inglés *Analog-Digital Converter*) es un dispositivo electrónico capaz de convertir una entrada analógica de voltaje en un valor binario, Se utiliza en equipos electrónicos como computadoras, grabadoras de sonido y de vídeo, y equipos de telecomunicaciones. La señal analógica, que varía de manera continua en el tiempo, se conecta a la entrada del dispositivo y se somete a un muestreo a una velocidad fija, obteniéndose así una señal digital a la salida del mismo.
- **Convertidor digital a analógico.** Convertidor digital-analógico o DAC (*digital to analog converter*) es un dispositivo para convertir datos digitales en señales de co-

riente o de voltaje analógico. Se utilizan en reproductores de discos compactos, en reproductores de sonido y de cintas de vídeo digitales, y en equipos de procesamiento de señales digitales de sonido y vídeo.

- **Corriente Alterna.** Se denomina corriente alterna (abreviada CA en español y AC en inglés, de *alternating current*) a la corriente eléctrica en la que la magnitud y el sentido varían cíclicamente. La forma de oscilación de la corriente alterna más comúnmente utilizada es la de una oscilación senoidal, puesto que se logra una transmisión más eficiente de la energía. Sin embargo, en ciertas aplicaciones se utilizan otras formas de oscilación periódicas, tales como la triangular o la cuadrada.
- **Corriente Continua o Directa.** (CC en español, en inglés DC, de *Direct Current*) es el flujo continuo de electrones a través de un conductor entre dos puntos de distinto potencial. A diferencia de la corriente alterna (CA en español, AC en inglés), en la corriente continua las cargas eléctricas circulan siempre en la misma dirección (es decir, los terminales de mayor y de menor potencial son siempre los mismos). Aunque comúnmente se identifica la corriente continua con la corriente constante (por ejemplo la suministrada por una batería), es continua toda corriente que mantenga siempre la misma polaridad.
- **Corrientes saltatorias.** En los axones miélnicos los impulsos se propagan por el líquido extracelular que rodea la vaina de mielina y en el citosol, de un nódulo de Ranvier a otro. El impulso nervioso en el primer nódulo genera corrientes iónicas en el citosol y líquido extracelular que abren los canales de  $\text{Na}^+$  de voltaje en el segundo nódulo. En éste, el flujo de iones desencadena un impulso nervioso que luego genera una corriente iónica que abre los mismos canales de  $\text{Na}^+$  en el tercer nódulo, y así sucesivamente. Como la corriente fluye por la membrana sólo en los nódulos, se denomina conducción saltatoria, porque parece saltar de nódulo en nódulo.
- **Coulomb.** Unidad de carga eléctrica (C) para medir la magnitud física, cantidad de electricidad (carga eléctrica). Nombrada en honor de Charles-Augustin de Coulomb.
- **Cromosomas.** En biología se denomina cromosoma (del griego  $\chi\rho\acute{o}\mu\alpha$ , -τος *chroma*, color y  $\sigma\acute{o}\mu\alpha$ , -τος *soma*, cuerpo o elemento) a cada uno de los pequeños cuerpos en forma de bastoncillos en que se organiza la cromatina del núcleo celular durante las divisiones celulares (mitosis y meiosis). En las células eucariotas y en las arqueobacterias (a diferencia que en las células procariotas), el ADN siempre se encontrará en forma de cromatina, es decir, asociado fuertemente a unas proteínas denominadas histonas. Este material se encuentra en el núcleo de las células eucariotas y se ve como una maraña de hilos delgados. Cuando el núcleo celular comienza el proceso de división (cariocinesis), esa maraña de hilos inicia un fenómeno de condensación progresivo que finaliza en la formación de entidades discretas e independientes: los cromosomas. Por tanto, cromatina y cromosoma son dos aspectos morfológicamente distintos de una misma entidad celular.
- **Dendritas.** (Del gr.  $\delta\epsilon\nu\delta\rho\iota\tau\eta\varsigma$ , "árbol") son prolongaciones protoplásmicas ramificadas. Son terminales de las neuronas; y están implicadas en la recepción de los estímulos, puesto que sirven como receptores de impulsos nerviosos provenientes desde un axón perteneciente a otra neurona. Su principal función es recibir los impulsos de otras neuronas y enviarlas hasta el soma de la neurona.

- **Despolarización.** Es una disminución del valor absoluto del potencial de membrana en una neurona. El potencial de membrana de una neurona en reposo es normalmente negativo en la zona intracelular ( $-70$  mV). Este potencial negativo se genera por la presencia en la membrana de bombas sodio/potasio (que extraen de forma activa 3 iones  $\text{Na}^+$  (sodio) desde el interior hacia el exterior celular e introducen 2 iones  $\text{K}^+$  (potasio), consumiendo 1 molécula de ATP), canales para el potasio (que permiten el intercambio libre de los iones  $\text{K}^+$ ) y bombas para  $\text{Cl}^-$  (que extraen cloruro de manera activa). Como resultado, el exterior celular es más rico en  $\text{Na}^+$  y  $\text{Cl}^-$  que el interior, en tanto que los iones  $\text{K}^+$  se acumulan en el interior respecto al exterior. El balance neto de cargas es negativo porque salen tres iones  $\text{Na}^+$  por cada dos iones  $\text{K}^+$  y también, por la presencia de moléculas con carga negativa en el interior celular, como ATP y proteínas.

Cuando una neurona recibe un estímulo, se abren los canales de sodio presentes en la membrana, y, por tanto, el  $\text{Na}^+$  entra en la célula a favor del gradiente de concentración, de manera que el potencial de membrana cambia a positivo mediante el intercambio de iones, produciéndose una despolarización. Si la despolarización alcanza determinado valor umbral se genera un potencial de acción. El siguiente paso es la apertura de los canales de potasio y el cierre de los canales de sodio, de manera que se produce la repolarización de la membrana. Este proceso forma parte de la transmisión sináptica.

- **Dióxido de carbono.** También denominado óxido de carbono (IV), gas carbónico y anhídrido carbónico (los dos últimos cada vez más en desuso), es un gas cuyas moléculas están compuestas por dos átomos de oxígeno y uno de carbono. Su fórmula química es  $\text{CO}_2$ . Su representación por estructura de Lewis es:  $\text{O}=\text{C}=\text{O}$ . Es una molécula lineal y no polar, pese a tener enlaces polares. Esto se debe a que, dada la hibridación del carbono, la molécula tiene geometría lineal y simétrica,  $\text{CO}_2$ .
- **Ecuación de Nernst.** Es la ecuación que se utiliza para encontrar el potencial de reducción de un electrodo cuando la condición estándar (concentración 1 M, presión de 1 atm, temperatura de 298 K o  $25^\circ\text{C}$ ). Se llama así en honor del científico alemán Walther Nernst, que fue quien la formuló. En donde expresa la energía  $E$  del potencial corregido del electrodo,  $E$  es el potencial en condiciones estándar.
- **Ecuación diferencial.** Ecuación en la que aparecen derivadas, de cualquier orden, de una o más funciones desconocidas. Dependiendo del número de variables independientes respecto de las que se deriva, las ecuaciones diferenciales se dividen en: *ecuaciones diferenciales ordinarias*, que contienen derivadas respecto a una sola variable independiente; *ecuaciones en derivadas parciales*, que contienen derivadas respecto a dos o más variables.
- **Ecuaciones de Maxwell.** Son un conjunto de cuatro ecuaciones (originalmente 20 ecuaciones) que describen por completo los fenómenos electromagnéticos. La valiosa contribución de James Clerk Maxwell fue reunir en estas ecuaciones largos años de resultados experimentales, debidos a Coulomb, Gauss, Ampere, Faraday y otros, al introducir los conceptos de campo y corriente de desplazamiento, y unificando los campos eléctricos y magnéticos en un solo concepto: el campo electromagnético.
- **Electricidad.** Electricidad (del griego ἤλεκτρον *elektron*, cuyo significado es ámbar) es el conjunto de fenómenos físicos relacionados con la atracción de cargas negativas

o positivas. Se manifiesta en gran variedad de fenómenos conocidos como: iluminación, electricidad estática, inducción electromagnética y flujo de corriente eléctrica

- **Electrodo.** Conductor eléctrico utilizado para hacer contacto con una parte no metálica de un circuito, por ejemplo un semiconductor, un electrolito, el vacío (en una válvula termoiónica), un gas (en una lámpara de neón), etc. La palabra fue acuñada por el científico Michael Faraday y procede de las voces griegas *elektron*, que significa ámbar, de la que proviene la palabra electricidad y *hodos*, que significa camino.
- **Electromiografía.** Electromiografía (EMG) es una técnica para evaluar y registrar la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos. El EMG se desarrolla utilizando un instrumento médico llamado electromiógrafo, para producir un registro llamado electromiograma. Un electromiógrafo detecta la energía potencial generada por las células musculares, cuando éstas son activadas de manera neural o eléctrica, las señales pueden ser analizadas para detectar anomalías y el nivel de activación o analizar la biomecánica del movimiento de un humano o un animal.
- **Electrón.** (del griego ἤλεκτρον, ámbar), comúnmente representado por el símbolo:  $e^-$ , es una partícula elemental de tipo fermiónico, más precisamente un leptón. En un átomo los electrones rodean el núcleo, compuesto únicamente de protones y neutrones que forman orbitales atómicos dispuestos en sucesivas capas. Los electrones tienen una masa de  $9,11 \times 10^{-31}$  kilogramos, unas 1840 veces menor que la de los neutrones y protones. Por ser tan livianos, apenas contribuyen a la masa total de las sustancias. Su movimiento genera la corriente eléctrica, aunque dependiendo del tipo de estructura molecular en la que se encuentren, necesitarán más o menos energía para desplazarse.

Estas partículas tienen un papel primordial en la química, puesto que definen las atracciones entre los átomos (es decir, enlace químico). Desde el punto de vista físico, el electrón tiene una carga eléctrica de igual magnitud, pero de polaridad contraria a la del protón. Dicha cantidad, cuyo valor es de  $1.602 \times 10^{-19}$  coulombios, se llama carga elemental o fundamental, y es considerada, a veces, un cuanto de carga eléctrica, asignándosele un valor unitario. Por razones históricas y ventajas en ecuaciones matemáticas, se considera a la carga del protón como positiva, en tanto que a la del electrón como negativa. Por esto, se dice que los protones y electrones tienen cargas de +1 y -1 respectivamente, aunque esta elección de signo es totalmente arbitraria.

- **Electrostática.** Rama de la física que estudia los efectos mutuos que se producen entre los cuerpos como consecuencia de su carga eléctrica, es decir, el estudio de las cargas eléctricas en reposo, sabiendo que las cargas puntuales son cuerpos cargados cuyas dimensiones son despreciables frente a otras dimensiones del problema. La carga eléctrica es la propiedad de la materia responsable de los fenómenos electrostáticos, cuyos efectos aparecen en forma de atracciones y repulsiones entre los cuerpos que la poseen.
- **Endógena.** El término endógeno o endógena se utiliza en distintas disciplinas para hacer referencia a algo que es originado dentro de una cosa, en contraposición a exógeno. Según la RAE, endógeno hace referencia a algo que se origina o nace en el interior (fuerza que viene del interior de la Tierra), o que se origina en virtud de causas internas. El término se utiliza en las ciencias para describir ciertos fenómenos.

- **Energía.** El término energía (del griego  $\acute{\epsilon}\ \nu\acute{\epsilon}\rho\gamma\epsilon\iota\alpha$ /energeia, actividad, operación;  $\acute{\epsilon}\ \nu\epsilon\rho\gamma\acute{o}\varsigma$ /energos = fuerza de acción o fuerza trabajando) tiene diversas acepciones y definiciones, relacionadas con la idea de una capacidad para obrar, transformar o poner en movimiento. En física, «energía» se define como la capacidad para realizar un trabajo. En tecnología y economía, «energía» se refiere a un recurso natural (incluyendo a su tecnología asociada) para extraerla, transformarla y darle uso industrial o económico.
- **Enfermedad isquémica.** Enfermedad relacionada con el desequilibrio entre el suministro de oxígeno y la demanda de riego sanguíneo.
- **Espectro de radiación.** Se denomina espectro electromagnético a la distribución energética del conjunto de las ondas electromagnéticas. Referido a un objeto se denomina espectro electromagnético o simplemente espectro a la radiación electromagnética que emite (espectro de emisión) o absorbe (espectro de absorción) una sustancia. Dicha radiación sirve para identificar la sustancia de manera análoga a una huella dactilar. Los espectros se pueden observar mediante espectroscopios que, además de permitir observar el espectro, permiten realizar medidas sobre el mismo, como: longitud de onda, frecuencia e intensidad de la radiación.

El espectro electromagnético se extiende desde la radiación de menor longitud de onda, como los rayos gamma y los rayos X, pasando por la luz ultravioleta, la luz visible y los rayos infrarrojos, hasta las ondas electromagnéticas de mayor longitud de onda, como son las ondas de radio. Se cree que el límite para la longitud de onda más pequeña posible es la longitud de Planck, en tanto que el límite máximo sería el tamaño del Universo (Cosmología física) aunque formalmente el espectro electromagnético es infinito y continuo.

- **Fibrosis.** Formación o desarrollo en exceso de tejido conectivo fibroso en un órgano o tejido como consecuencia de un proceso reparativo o reactivo, en contraposición a la formación de tejido fibroso como constituyente normal de un órgano o tejido. La fibrosis se produce por un proceso inflamatorio crónico, lo que desencadena un aumento en la producción y deposición de Matriz Extracelular.
- **Flujo eléctrico.** En electromagnetismo el flujo eléctrico, o flujo electrostático, es una cantidad escalar que expresa una medida del campo eléctrico que atraviesa determinada superficie, o expresado de otra manera, es la medida del número de líneas de campo eléctrico que penetran una superficie. Su cálculo para superficies cerradas se realiza aplicando la ley de Gauss. Por definición, el flujo eléctrico parte de las cargas positivas y termina en las negativas, y en ausencia de las últimas, termina en el infinito.
- **Flujo magnético.** El flujo magnético  $\Phi$  (representado por la letra griega fi  $\Phi$ ), es una medida de la cantidad de magnetismo; se calcula a partir del campo magnético, la superficie sobre la cual actúa y el ángulo de incidencia formado entre las líneas de campo magnético y los diferentes elementos de dicha superficie. La unidad de flujo magnético en el Sistema Internacional de Unidades es el weber; se designa por Wb (motivo por el cual se conocen como weberímetros los aparatos empleados para medir el flujo magnético). En el sistema cegesimal se utiliza el maxwell (1 weber = 108 maxwells).

- **Formaldehído.** El formaldehído o metanal, es un compuesto químico, más específicamente, un aldehído (el más simple de ellos) es volátil e inflamable, de fórmula  $H_2C=O$ .
- **Frecuencia.** Magnitud que mide el número de repeticiones por unidad de tiempo de cualquier fenómeno o suceso periódico.
- **Fuerza electromotriz.** Es toda causa capaz de mantener una diferencia de potencial entre dos puntos de un circuito abierto o de producir corriente eléctrica en un circuito cerrado.
- **Glía.** Las células gliales (conocidas también genéricamente como glía o neuroglía) son células del sistema nervioso que desempeñan, principalmente, la función no sólo de soporte de las neuronas, sino que intervienen activamente, además, en el procesamiento cerebral de la información en el organismo. Las células gliales controlan, fundamentalmente, el microambiente celular en lo que respecta a la composición. La glía cumple funciones de sostén y nutrición; (se realizan estudios para entender qué otras funciones desempeñan).
- **Henrios.** Un henrio o henry (símbolo H ) es la unidad para la inductancia eléctrica en el Sistema Internacional de Unidades. Es la inductancia eléctrica de un circuito cerrado en el que se produce una fuerza electromotriz de 1 voltio, cuando la corriente eléctrica que recorre el circuito varía uniformemente a razón de un amperio por segundo. Su nombre fue dado en honor del físico estadounidense Joseph Henry
- **Hidrogeno.**  $H_2$ . Elemento químico representado por el símbolo H y con un número atómico de 1. En condiciones normales de presión y temperatura, es un gas diatómico ( $H_2$ ) incoloro, inodoro, insípido, no metálico y sumamente inflamable. Con una masa atómica de 1,00794u, el hidrógeno es el elemento químico más ligero y también el elemento más abundante, constituyendo aproximadamente 73.9% de la materia visible del universo.
- **Hiperpolarización.** En biología, la hiperpolarización es cualquier cambio en el potencial de membrana de la célula, que hace que esté más polarizada. Es decir, la hiperpolarización es un incremento en el valor absoluto del potencial de membrana de la célula. Por tanto, los cambios en el voltaje de la membrana en los que el potencial de membrana es más positivo o negativo, son hiperpolarizaciones.
- **Impedancia.** Magnitud que establece la relación (cociente) entre la tensión y la intensidad de corriente. Tiene especial importancia si la corriente varía en el tiempo, en cuyo caso, ésta, la tensión y la propia impedancia se describen con números complejos o funciones del análisis armónico. Su módulo (a veces impropriamente llamado impedancia) establece la relación entre los valores máximos o los valores eficaces de la tensión y de la corriente. La parte real de la impedancia es la resistencia y su parte imaginaria es la reactancia. El concepto de impedancia generaliza la ley de Ohm en el estudio de circuitos en corriente alterna (AC).
- **Inductancia.** En electromagnetismo y electrónica, la inductancia es una medida de la oposición a un cambio de corriente de un inductor o bobina que almacena energía en presencia de un campo magnético, y se define como la relación entre el flujo magnético y la intensidad de corriente eléctrica que circula por la bobina y el número de vueltas (N) del devanado. La inductancia depende de las características físicas del

conductor y de su longitud. Si se enrolla un conductor, la inductancia aumenta. Con muchas espiras se tendrá más inductancia que con pocas. Si a esto se añade un núcleo de ferrita, aumentará considerablemente la inductancia.

- **Inductores.** Inductor o bobina es un componente pasivo de un circuito eléctrico que, debido al fenómeno de la autoinducción, almacena energía en forma de campo magnético.
- **Inteligencia artificial.** En ciencias de la computación se denomina inteligencia artificial (IA) a la capacidad de razonar de un agente no vivo. John McCarthy, acuñó el término en 1956, la definió: "Es la ciencia e ingeniería de hacer máquinas inteligentes, especialmente programas de cómputo inteligentes."
- **Iones de Calcio, Ca.** El calcio es un elemento químico, de símbolo Ca y de número atómico 20. Se encuentra en el medio interno de los organismos como ion calcio ( $\text{Ca}^{2+}$ ) o formando parte de otras moléculas; en algunos seres vivos se localiza precipitado en forma de esqueleto interno o externo. Los iones de calcio actúan de cofactor en muchas reacciones enzimáticas, intervienen en el metabolismo del glucógeno, y con potasio y el sodio regula la contracción muscular.
- **Iones de Potasio, K.** El potasio es un elemento químico de la tabla periódica cuyo símbolo químico es K y número atómico 19. Es un metal alcalino de color blanco-plateado, que abunda en la naturaleza en los elementos relacionados con el agua salada y otros minerales. Se oxida de manera muy rápida en el aire, es muy reactivo, en especial en agua; se parece químicamente al sodio.
- **Iones de Sodio, Na.** El sodio es uno de los electrólitos (iones libres) más importantes del organismo. Se localiza principalmente en el líquido extracelular. Sus funciones principales son regular la distribución del agua en el cuerpo, participar en la transmisión de los impulsos nerviosos de las neuronas y posibilitar las contracciones musculares. La bomba sodio-potasio es uno de los componentes esenciales de las membranas celulares que permite generar un potencial eléctrico, indispensable para las funciones mencionadas.
- **Iones negativos y iones positivos.** Un ion ("el que va", en griego; ἰών [ion] es el participio presente del verbo ienai: 'ir') es una subpartícula cargada eléctricamente constituida por un átomo o molécula que no es eléctricamente neutra. De manera conceptual esto se puede entender como que, a partir de un estado neutro de un átomo o partícula, se han ganado o perdido electrones; este fenómeno se conoce como ionización.

Los iones cargados de manera negativa, producidos por haber más electrones que protones, se conocen como aniones (que son atraídos por el ánodo) y los cargados de manera positiva, consecuencia de una pérdida de electrones, se conocen como cationes (los que son atraídos por el cátodo). Anión ("el que va hacia abajo") tiene carga eléctrica negativa. Cation ("el que va hacia arriba") tiene carga eléctrica positiva. Ánodo y cátodo utilizan el sufijo '-odo', del griego *odos* (-οδος), que significa camino o vía. Ánodo: "camino ascendente de la corriente eléctrica: polo positivo". Cátodo: "camino descendente de la corriente eléctrica: polo negativo".

- **Longitud de una onda.** Periodo espacial o distancia que hay de pulso a pulso. Normalmente se consideran dos puntos consecutivos que tienen la misma fase: dos máximos, dos mínimos, dos cruces por cero.

- **Los átomos.** Se clasifican de acuerdo con el número de protones y neutrones que contenga su núcleo. El número de protones o número atómico, determina su elemento químico, y el número de neutrones determina su isótopo. Un átomo con el mismo número de protones que de electrones es eléctricamente neutro. Si por el contrario tiene exceso de protones o de electrones, su carga neta es positiva o negativa, y se denomina ion.
- **Macromolécula.** Son moléculas que tienen una masa molecular elevada, formadas por gran número de átomos. De manera general se pueden describir como la repetición de una o unas pocas unidades mínimas o monómeros, formando los polímeros. A menudo, el término macromolécula se refiere a las moléculas que pesan más de 10.000 Dalton de masa atómica. Pueden ser tanto orgánicas como inorgánicas, y algunas de gran relevancia se encuentran en el campo de la bioquímica al estudiar las biomoléculas.
- **Magnetostática.** Estudio de todos los fenómenos físicos en los que intervienen campos magnéticos constantes en el tiempo. La magnetostática abarca desde la atracción que ejercen los imanes y los electroimanes sobre los metales ferromagnéticos, como el hierro, hasta los campos magnéticos creados por corrientes eléctricas estacionarias. De hecho, ambos fenómenos están estrechamente relacionados, puesto que las corrientes eléctricas crean un campo magnético proporcional a la intensidad de corriente y que disminuye con la distancia.
- **Membrana celular.** La membrana celular, plasmática o citoplasmática es una estructura laminar formada principalmente por lípidos y proteínas que recubre a las células y define sus límites. La estructura de la membrana depende la película bimolecular que forman los lípidos y que actúa como barrera para las sustancias hidrosolubles.
- **MEMS.** Son Sistemas Micro Electro Mecánicos fabricados con técnicas de microfabricación en un material de silicio.
- **Metanol.** El compuesto químico metanol, también conocido como alcohol metílico o alcohol de madera, es el alcohol más sencillo. A temperatura ambiente se presenta como un líquido ligero (de baja densidad), incoloro, inflamable y tóxico que se emplea como anticongelante, disolvente y combustible. Su fórmula química es  $\text{CH}_3\text{OH}$  ( $\text{CH}_4\text{O}$ ).
- **Microelectrónica.** Es la aplicación de la ingeniería electrónica a componentes y circuitos de dimensiones muy pequeñas, microscópicas y hasta de nivel molecular para producir dispositivos y equipos electrónicos de dimensiones reducidas, pero funcionales.
- **Microprocesador.** El microprocesador (o simplemente procesador) es el circuito integrado central y más complejo de un sistema informático; a modo de ilustración, se le suele llamar por analogía el «cerebro» de una computadora. Es un circuito integrado conformado por millones de componentes electrónicos. Constituye la unidad central de procesamiento (CPU) de un PC catalogado como microcomputador.
- **Mioelectricidad.** Impulsos bioeléctricos de amplitud comprendida entre 10 y 1000 microvoltios, producidos por la actividad muscular y detectables por la colocación de electrodos en la superficie de la piel.

- **Mitocondria.** Son orgánulos celulares encargados de suministrar la mayor parte de la energía necesaria para la actividad celular. Actúan, por lo tanto, como centrales energéticas de la célula y sintetizan ATP a expensas de los carburantes metabólicos (glucosa, ácidos grasos y aminoácidos).
- **Molécula.** En química se llama molécula a un conjunto de, al menos, dos átomos enlazados covalentemente que forman un sistema estable y eléctricamente neutro.
- **Monóxido de carbono.** También llamado óxido de carbono, gas carbonoso y anhídrido carbonoso (los dos últimos cada vez más en desuso) cuya fórmula química es CO, es un gas inodoro, incoloro, inflamable y altamente tóxico.
- **Músculo esquelético.** Los músculos esqueléticos son un tipo de músculos estriados unidos al esqueleto formados por células o fibras alargadas y multinucleadas que sitúan sus núcleos en la periferia. Obedecen a la organización de proteínas de actina y miosina y que le confieren esa estriación que se ve perfectamente en el microscopio. Se usa para facilitar el movimiento y mantener la unión hueso-articulación a través de su contracción.
- **Neurona electrónica.** Modelo electrónico basado en circuitos integrados operacionales. Nuestro modelo electrónico tiene cuatro componentes funcionales: un módulo sumador  $\Sigma$ , un módulo integrador  $f$  un módulo de respuesta R y un módulo generador de pulsos FR. El módulo  $\Sigma$  es la suma total ponderada de las señales excitadoras e inhibitorias. El módulo  $f$  genera al potencial neuronal  $m(t)$ . El módulo R es la función de respuesta neuronal e incluye al componente de retardo.
- **Neurona.** Tipo de células del sistema nervioso cuya principal característica es la excitabilidad eléctrica de su membrana plasmática; están especializadas en la recepción de estímulos y conducción del impulso nervioso (en forma de potencial de acción) entre ellas o con otros tipos celulares, como, por ejemplo, las fibras musculares de la placa motora.
- **Nódulos de Ranvier.** En la fisiología de una neurona se llaman nodos de Ranvier a las interrupciones que ocurren a intervalos periódicos a lo largo de la longitud del axón en la vaina de mielina que lo envuelve. Son pequeñísimos espacios, de un micrómetro de longitud, que exponen a la membrana del axón al líquido extracelular.
- **Organismos multicelulares.** Organismo pluricelular o multicelular es aquél que está constituido por más de una célula, las cuales están diferenciadas para realizar funciones especializadas. En contraposición a los organismos unicelulares (protistas y bacterias, entre muchos otros) que reúnen todas sus funciones vitales en una única célula. Para formar un organismo multicelular, estas células necesitan identificarse y unirse a las otras células.
- **Ortesis.** Según definición de la ISO, es un apoyo u otro dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético. El término se usa para denominar aparatos o dispositivos, férulas, ayudas técnicas y soportes usados en ortopedia y fisioterapia que corrigen o facilitan la ejecución de una acción, actividad o desplazamiento, permiten ahorro de energía y mayor seguridad. Sirven para sostener, alinear o corregir deformidades y para mejorar la función del aparato locomotor.

- **Óxido de azufre.** El óxido de azufre o trióxido de azufre ( $\text{SO}_3$ ) es, en condiciones normales, un sólido incoloro de textura fibrosa, pero en condiciones estándar (a  $25^\circ\text{C}$  y 1 atm) es un gas, un contaminante importante, se considera el principal agente de la lluvia ácida.
- **Oxígeno.** Elemento químico de número atómico 8 y representado por el símbolo O.
- **Partículas subatómicas.** Son las partículas más pequeñas que el átomo. Puede ser una partícula elemental o una compuesta, a su vez, por otras partículas subatómicas, como son los quarks, que forman los protones y neutrones. No obstante, existen otras partículas subatómicas, tanto compuestas como elementales, que no son parte del átomo, como es el caso de los neutrinos y bosones.
- **Partículas subcelulares.** Son las siguientes: núcleo, nucléolo, retículo endoplásmico, ribosomas, mitocondrias, lisosomas, aparato de Golgi y centriolos.
- **Permeabilidad magnética.** En física se denomina permeabilidad magnética a la capacidad de una sustancia o medio para atraer y hacer pasar a través de ella campos magnéticos, la cual está dada por la relación entre la inducción magnética existente y la intensidad de campo magnético que aparece en el interior de dicho material.
- **Permitividad eléctrica.** O constante dieléctrica, es una constante física que describe cómo un campo eléctrico afecta y es afectado por un medio. La permitividad está determinada por la tendencia de un material a polarizarse ante la aplicación de un campo eléctrico y de esa manera anula parcialmente el campo interno del material. Está directamente relacionada con la susceptibilidad eléctrica. Por ejemplo, en un condensador una alta permitividad hace que la misma cantidad de carga eléctrica se almacene con un campo eléctrico menor y, por tanto, a un potencial menor, que lleva a mayor capacitancia del mismo.
- **Polaridad.** En Ingeniería Eléctrica se denomina polaridad a la cualidad que permite distinguir cada uno de las terminales de una pila, batería u otras máquinas eléctricas de corriente continua. Cada una de estas terminales llamados polos puede ser positivo o negativo.
- **Potencia eléctrica.** Es la relación de paso de energía de un flujo por unidad de tiempo, es decir, la cantidad de energía entregada o absorbida por un elemento en determinado tiempo. La unidad en el Sistema Internacional de Unidades es el vatio (watt).
- **Potencial de acción.** También llamado impulso eléctrico; es una onda de descarga eléctrica que se desplaza a lo largo de la membrana celular modificando su distribución de carga eléctrica. Se utilizan en el cuerpo para llevar información entre unos tejidos y otros, lo que hace que sean una característica microscópica esencial para la vida de los animales. Pueden generarse por diversos tipos de células corporales, pero las más activas en su uso son las células del sistema nervioso para enviar mensajes entre células nerviosas (sinapsis) o desde células nerviosas a otros tejidos corporales, como el músculo o las glándulas.
- **Producto escalar.** En matemática, el producto escalar es una operación definida sobre dos vectores de un espacio euclídeo cuyo resultado es un número o escalar. Esta operación permite explotar los conceptos de la geometría euclidiana tradicional: longitudes, ángulos, ortogonalidad en dos y tres dimensiones. El producto escalar puede

definirse también en los espacios euclídeos de dimensión mayor a tres y, en general, en los espacios vectoriales reales y complejos.

- **Producto vectorial.** En álgebra lineal, el producto vectorial es una operación binaria entre dos vectores de un espacio euclídeo tridimensional, que da como resultado un vector ortogonal a los dos vectores originales. Con frecuencia se le denomina también producto cruz (puesto que se lo denota mediante el símbolo  $\times$ ) o producto externo (puesto que está relacionado con el producto exterior).
- **Prótesis.** Extensión artificial que reemplaza o provee una parte del cuerpo que falta por diversas razones.
- **Rayos X.** La denominación rayos X designa a una radiación electromagnética, invisible, capaz de atravesar cuerpos opacos y de imprimir las películas fotográficas. Los actuales sistemas digitales permiten la obtención y visualización de la imagen radiográfica directamente en una computadora sin necesidad de imprimirla. La longitud de onda está entre 10 a 0,01 nanómetros, correspondiendo a frecuencias en el rango de 30 a 3.000 PHz (de 50 a 5.000 veces la frecuencia de la luz visible).
- **Reactancia.** En electrónica se denomina reactancia a la oposición ofrecida al paso de la corriente alterna por inductores (bobinas) y condensadores y se mide en Ohmios.
- **Redes neuronales.** Las redes de neuronas artificiales son un modelo de aprendizaje y procesamiento automático inspirado en cómo funciona el sistema nervioso de los animales. Es un sistema de interconexión de neuronas en una red que colabora para producir un estímulo de salida. En inteligencia artificial es frecuente referirse a ellas como redes de neuronas o redes neuronales.
- **Repolarización.** Durante el periodo de despolarización de un potencial de acción, el potencial de membrana cambia de negativo a positivo.
- **Resistencia eléctrica.** La resistencia eléctrica de un objeto es una medida de su oposición al paso de corriente. Descubierta por Georg Ohm en 1827, la resistencia eléctrica tiene parecido conceptual a la fricción en física mecánica. La unidad de la resistencia en el Sistema Internacional de Unidades es el ohmio ( $\Omega$ ). Para su medición en la práctica existen diversos métodos, entre los que se encuentra el uso de un ohmetro. Además, su cantidad recíproca es la conductancia, medida en Siemens.

La resistencia de cualquier objeto depende únicamente de su geometría y de su resistividad; por geometría se entiende a la longitud y el área del objeto, en tanto que la resistividad es un parámetro que depende del material del objeto y de la temperatura a la que está dicho material. Esto significa que, dada una temperatura y un material, la resistencia es un valor que se mantendrá constante. Además, de acuerdo con la ley de Ohm la resistencia de un material puede definirse como la razón entre la caída de tensión y la corriente en dicha resistencia.

- **RNA.** El ácido ribonucleico (ARN o RNA) es un ácido nucleico formado por una cadena de ribonucleótidos. Está presente tanto en las células procariotas como en las eucariotas; es el único material genético de ciertos virus (virus ARN). El ARN celular es lineal y de hebra sencilla, pero en el genoma de algunos virus es de doble hebra. En los organismos celulares desempeña diversas funciones. Es la molécula que dirige las etapas intermedias de la síntesis proteica; el ADN no puede actuar solo, y se vale del ARN para transferir esta información vital durante la síntesis de proteínas (pro-

ducción de las proteínas que necesita la célula para sus actividades y su desarrollo). Varios tipos de ARN regulan la expresión génica, en tanto que otros tienen actividad catalítica. El ARN es mucho más versátil que el ADN.

- **Sarcoplasma.** Líquido intracelular presente en las miofibrillas de cada fibra muscular. Sarcoplasma es el nombre que se le da al citoplasma de las células musculares. Tiene aparato de Golgi, cercano al núcleo y mitocondrias, justo por dentro de la membrana citoplasmática (el sarcolema). Tiene retículo endoplasmático liso aunque está organizado de manera especial, una red extensa de túbulos llamados sarcotúbulos. La concentración de calcio en el sarcoplasma es también un elemento especial de la fibra muscular mediante el cual se producen y regulan las contracciones.
- **Sensor.** Dispositivo capaz de detectar magnitudes físicas o químicas, llamadas variables de instrumentación, y transformarlas en variables eléctricas. Las variables de instrumentación pueden ser, por ejemplo: temperatura, intensidad lumínica, distancia, aceleración, inclinación, desplazamiento, presión, fuerza, torsión, humedad, pH, etc. Una magnitud eléctrica puede ser una resistencia eléctrica (como en una RTD), una capacidad eléctrica (como en un sensor de humedad), una Tensión eléctrica (como en un termopar), una corriente eléctrica (como en un fototransistor), etcétera.

Un sensor se diferencia de un transductor en que el sensor está siempre en contacto con la variable de instrumentación, con lo que puede decirse también que es un dispositivo que aprovecha una de sus propiedades con el fin de adaptar la señal que mide para que pueda interpretarla otro dispositivo. Ejemplo, el termómetro de mercurio que aprovecha la propiedad que tiene el mercurio de dilatarse o contraerse por la acción de la temperatura. También puede decirse que un sensor es un dispositivo que convierte una forma de energía en otra.

- **Silicio.** Elemento químico metaloide, número atómico 14 y situado en el grupo 4 de la tabla periódica de los elementos formando parte de la familia de los carbonoides de símbolo Si. Es el segundo elemento más abundante en la corteza terrestre (27.7% en peso) después del oxígeno. Se presenta amorfa y cristalizada; el primero es un polvo parduzco, más activo que la variante cristalina, que se presenta en octaedros de color azul grisáceo y brillo metálico. El silicio es un semiconductor; su resistividad a la corriente eléctrica a temperatura ambiente varía entre la de los metales y la de los aislantes. La conductividad del silicio se puede controlar si se añade pequeñas cantidades de impurezas llamadas dopantes. La capacidad de controlar las propiedades eléctricas del silicio y su abundancia en la naturaleza han posibilitado el desarrollo y aplicación de los transistores y circuitos integrados que se utilizan en la industria electrónica.
- **Sinapsis neuronal.** La sinapsis es una unión intercelular especializada entre neuronas o entre una neurona y una célula efectora (casi siempre glandular o muscular). En estos contactos se lleva a cabo la transmisión del impulso nervioso. Éste se inicia con una descarga química que origina una corriente eléctrica en la membrana de la célula presináptica (célula emisora); una vez que este impulso nervioso alcanza el extremo del axón (la conexión con la otra célula), la propia neurona segrega un tipo de compuestos químicos (neurotransmisores) que se depositan en el espacio sináptico (espacio intermedio entre esta neurona transmisora y la neurona postsináptica o

receptora). Estas sustancias segregadas o neurotransmisores (noradrenalina y acetilcolina entre otros) son los encargados de excitar o inhibir la acción de la otra célula llamada célula postsináptica.

- **Síndrome de Parkinson-White.** El síndrome de Wolff-Parkinson-White (WPW) es un síndrome de preexcitación de los ventrículos del corazón debido a una vía accesoria conocida como haz de Kent. Esta vía es una comunicación eléctrica anormal de la aurícula al ventrículo. La incidencia del síndrome de WPW oscila entre 0.1% y 3% de la población general. Aunque la mayoría de individuos con el síndrome de WPW permanecen asintomáticos durante toda su vida, hay riesgo de muerte súbita asociada con el síndrome. Es poco frecuente (incidencia menor de 0.6%), y se debe a las taquiarritmias que esta vía accesoria produce en el individuo.
- **Síndrome de Wolf.** O Síndrome de Wolf-Hirschhorn, es una rara enfermedad genética causada por la microdelección distal del brazo corto del cromosoma 4. También conocido como supresión 4p y 4p, éste síndrome fue descrito por primera vez en 1961 por los estadounidenses Herbert L. Cooper y Kurt Hirschhorn, y tiempo después atrajo la atención de todo el mundo por las publicaciones del alemán Ulrich Wolf, Hirschhorn y sus compañeros de trabajo, en particular sus artículos en la revista científica alemana *Humangenetik*. Se trata de un fenotipo característico como consecuencia de una supresión parcial del material cromosómico del brazo corto del cromosoma 4. Las anomalías más comunes incluyen: graves trastornos de retraso mental profundo, microcefalia (cabeza pequeña), convulsiones, tono muscular pobre, y labio leporino y/o paladar hendido.

Los rasgos faciales característicos, incluyen estrabismo, hipertelorismo, mentón pequeño, las marcas auriculares o pozos, y la asimetría craneal. Las anomalías ocasionales incluyen: defectos cardiacos, hipospadias, escoliosis, ptosis, fusiones dentarias, pérdida de la audición, retraso en la edad ósea, línea de implantación baja, con cuello palmeadas, y anomalías renales. Alrededor de 87% de los casos representan una delección de novo, en tanto que 13% son heredadas de un padre con una translocación cromosómica. El síndrome de Wolf-Hirschhorn (SWH) constituye una enfermedad de gran interés neuropediátrico. Su correlación cariotipo-fenotipo se debate hoy día; se plantea dos fenotipos uno "clásico" y otro "medio", y dos genes candidatos, WHSC 1 y WHSC 2.

- **Sistemas enzimáticos.** Están constituidos por una cadena o secuencia de enzimas destinadas a activar o a inhibir (cuando los productos de la reacción multienzimática son muchos) las dos etapas del metabolismo celular (anabolismo + catabolismo). Los sistemas multienzimáticos están presentes en cada célula y en ciertos organelos membranosos de células eucariotas (mitocondrias y cloroplastos), en nuestras células existen sistemas multienzimáticos que actúan de manera secuenciada y coordinada. Por ejemplo, las enzimas que intervienen en la transformación del almidón (Ptialina o amilasa salival, la amilasa pancreática, la amilasa intestinal, la maltasa) actúan en conjunto para poder degradar esta gran molécula orgánica en glucosas simples o monosacáridos (glucosa), como también las lipasas y las proteasas.
- **Solenoide.** Es cualquier dispositivo físico capaz de crear una zona de campo magnético uniforme. Un ejemplo teórico es el de una bobina de hilo conductor aislado y enrollado helicoidalmente, de longitud infinita. En ese caso ideal el campo magnético

sería uniforme en su interior y, en consecuencia, fuera sería nulo. En la práctica, una aproximación real a un solenoide es un alambre aislado, de longitud finita, enrollado en forma de hélice (bobina) o un número de espirales con un paso acorde con las necesidades, por el que circula una corriente eléctrica. Cuando esto sucede se genera un campo magnético dentro de la bobina tanto más uniforme cuanto más larga sea la bobina. La bobina con un núcleo apropiado, se convierte en un electroimán. Se utiliza en gran medida para generar un campo magnético uniforme.

- **Tejidos celulares.** En biología, los tejidos son aquellos materiales constituidos por un conjunto organizado de células, con sus respectivos organoides iguales o de unos pocos tipos de diferencias entre células diferenciadas de un modo determinado, ordenadas de manera regular, con un comportamiento fisiológico coordinado y origen embrionario común. Se llama histología al estudio de estos tejidos orgánicos.
- **Temperatura.** Magnitud referida a las nociones comunes de caliente, tibio, frío que puede ser medida, específicamente, con un termómetro. En física, se define como una magnitud escalar relacionada con la energía interna de un sistema termodinámico, definida por el principio cero de la termodinámica. De manera más específica, está relacionada de manera directa con la parte de la energía interna conocida como energía cinética, que es la energía asociada a los movimientos de las partículas del sistema, sea en sentido traslacional, rotacional, o en forma de vibraciones. A mayor cinética de un sistema se observa que éste está más caliente; es decir, que su temperatura es mayor.
- **Termómetro.** (Del griego θερμός (termo) el cual significa caliente y *metro*, medir), es un instrumento de medición de temperatura. Desde su invención ha evolucionado mucho a partir del desarrollo de los termómetros electrónicos digitales.
- **Tesla.** Unidad de medida del campo magnético B del Sistema Internacional de Unidades (también denominado densidad de flujo magnético e inducción magnética).
- **Transductor.** Dispositivo capaz de transformar o convertir un determinado tipo de energía de entrada, en otra diferente a la salida, de valores de energía muy pequeños en términos relativos con los de un generador. El nombre del transductor indica cuál es la transformación que realiza, por ejemplo, electromecánica, transforma una señal eléctrica en mecánica o viceversa; aunque no necesariamente en esa dirección. Se usa en la industria, en medicina, en agricultura, robótica, aeronáutica, etc. Para obtener información de entornos físicos y químicos y obtener a partir de esta información señales o impulsos eléctricos o viceversa. Los transductores siempre consumen algo de energía, por lo que la señal medida resulta debilitada.
- **Trasplante.** O injerto en medicina; es un tratamiento médico complejo que consiste en trasladar órganos, tejidos, o células de una persona a otra. El órgano trasplantado reemplaza y asume la función del órgano dañado del receptor, salvándole la vida o mejorando la calidad de vida. Una variedad de órganos macizos y tejidos pueden ser trasplantados, incluyendo: riñones, pulmones, corazones, y precursores hematopoyéticos. Hay riesgos asociados con este procedimiento que dependen del tipo del trasplante, que frecuentemente incluyen infección y rechazo del injerto. El primer trasplante con éxito de nuestra época registrado fue de córnea en 1905, realizado por Eduard Zirm. El primero de riñón fue en el Peter Bent Brigham Hospital (1951) y el primero de corazón se realizó el 3 de diciembre de 1967.

- **Unidad de Cuidados Intensivos (UCI).** Unidad de vigilancia intensiva (UVI), centro de tratamiento intensivo (CTI) o unidad de terapia intensiva (UTI), es una instalación especial dentro del área hospitalaria que proporciona medicina intensiva. Los pacientes candidatos a entrar en cuidados intensivos son los que tienen algún trastorno grave que pone en riesgo la vida y que, por tanto, requieren monitorización constante de sus signos vitales y otros parámetros, como el control líquidos. Muchos hospitales han habilitado áreas de cuidados intensivos para algunas especialidades médicas.
- **Unidad de memoria.** La unidad de gestión de memoria o unidad de manejo de memoria (en inglés: *Memory Management Unit* o simplemente MMU) es un dispositivo de hardware formado por un grupo de circuitos integrados, responsable del manejo de los accesos a la memoria por parte de la Unidad de Procesamiento Central (CPU).
- **Volt o voltio.** (símbolo V). Unidad derivada del Sistema Internacional para el potencial eléctrico, la fuerza electromotriz y la tensión eléctrica. Recibe su nombre en honor de Alessandro Volta, quien en 1800 inventó la pila voltaica, la primera batería química.
- **Voltaje.** Tensión eléctrica o diferencia de potencial, es una magnitud física que cuantifica la diferencia de potencial eléctrico entre dos puntos. También se puede definir como el trabajo por unidad de carga ejercido por el campo eléctrico sobre una partícula cargada para desplazarla entre dos posiciones determinadas. Se puede medir con un voltímetro.
- **Watt o vatio.** Unidad de potencia del Sistema Internacional de Unidades. Su símbolo es W. Es el equivalente a 1 julio por segundo ( $1 \text{ J/s}$ ) y es una de las unidades derivadas. Expresado en unidades utilizadas en electricidad, un vatio es la potencia eléctrica producida por una diferencia de potencial de 1 voltio y una corriente eléctrica de 1 amperio (1 voltiamperio). La potencia eléctrica de los aparatos eléctricos se expresa en vatios, si son de poca potencia, pero si son de mediana o gran potencia, se expresa en kilovatios (kW) que equivale a 1000 vatios. Un kW equivale a 1,35984 caballos de vapor.
- **Weber.** Weber o weberio (símbolo Wb) es la unidad de flujo magnético o flujo de inducción magnética en el Sistema Internacional de Unidades equivalente al flujo magnético que, al atravesar un circuito de una sola espira, produce en éste una fuerza electromotriz de 1 voltio si se anula dicho flujo en 1 segundo por decrecimiento uniforme. Es representado simbólicamente por Wb. El nombre de esta unidad fue dado en honor del físico alemán Wilhelm Eduard Weber.  $1 \text{ Wb} = 1 \text{ V}\cdot\text{s} = 1 \text{ T}\cdot\text{m}^2 = 1 \text{ m}^2\cdot\text{kg}\cdot\text{s}^{-2}\cdot\text{A}^{-1}$ . Su equivalente en el Sistema Cegesimal de Unidades (CGS) es el maxwell.  $1 \text{ maxwell} = 10^{-8}\text{Wb}$ .

# Índice alfabético

---

## A

Acetilcolina, 186  
Ácido  $\gamma$ -aminobutírico (GABA), 186  
Ácidos nucleicos, 72  
    ADN, 73  
        doble hélice, 77  
    ARN, 73  
    proteínas, 72  
Aislante, 9  
Alterna, corriente, 8  
Álvarez, W., 122  
Ampere,  
    ecuación, 43  
    ley, 46  
Anisotropía, 232  
Argüero Sánchez, R., 210  
Arritmia, 138  
    cardiaca, 203  
Astigmatismo, 156  
Astrocito(s), 188  
    fibroso, 193  
    funciones, 189  
    protoplasmático, 193  
Astroglías, 193  
Axón, 58, 94, 95  
    transmisión de un impulso  
    eléctrico, 60  
    transmisión del potencial de  
    acción, 84

## B

Bazett, fórmula, 112  
Big-bang, 70  
Bioimpedancia, 25  
    aplicaciones médicas, 26  
    dispersiones de un material  
    biológico, 26  
    fibrosis, 26  
    Medición, 25  
Biomédica, instrumentación, en el  
espacio exterior, 134  
Bioseñal(es), 99  
    bioacústicas, 100  
    bioeléctricas, 100  
    bioimpedancia, 99  
    biomagnéticas, 100  
    biomecánicas, 100  
    bioópticas, 100  
    bioquímicas, 100  
    detección y procesamiento, 101  
    diagrama en bloques, 101  
    digitalización, 102  
    olfatorias, 100  
    prótesis activadas, 131  
Bradycardia, 204

## C

Caldini, L.M.A., 83

- Campo magnético, 31
  - corriente eléctrica, 38
  - flujo, 32
  - líneas, 31
  - propiedades, 32-33
  - solenoides, 38
  - terrestre, líneas, 33
  - toroide, 39
- Campo vectorial, divergencia, 46
- Campos electromagnéticos
  - frecuencia(s)
    - altas, 38
    - bajas, 39
    - extremadamente baja, 37
  - fuentes, 37
    - generadas por el hombre, 34
    - naturales, 33-34
- Capacitancia, 18-19
  - capacitor esférico concéntrico, 20
  - condensador, 19
- Capacitor .Véase también
- Condensador.
  - carga y descarga, 56
  - tiempos de descarga, 58
- Cardíaco, ciclo, 109
- Célula(s), 65-90
  - ácidos grasos, 71
  - ácidos nucleicos, 72
  - anatomía, 75
  - azúcares, 71
  - citoplasma, 77-79
  - organelos, 77
    - cromatina, 76
  - electrofisiología, 79
  - ependimarias, 190
  - estructura, 76
  - excitable, 69-95, 103
  - funcionamiento, 71-79
  - intersticiales de Cajal, 124
  - mecanismos de transporte, 80
  - membrana, 79
    - característica, 80
    - función, 80
  - miocardio, 178
  - no excitable, 82
  - núcleo, 76-77
    - nucleolo, 76
  - origen de la vida, 65-71
  - potencial de membrana, 82
    - teoría, 87-90
  - potenciales de reposo, 83
  - proteínas, 72
  - Schwann, 190, 192, 196
  - teoría, 76
  - vástago, 196
- Células cardíacas, modelos matemáticos, 216
  - Beeler-Reuter, 226
  - DiFrancesco-Noble, 225
  - fenomenológicos, 216
  - Fenton-Karma, 227
  - FitzHugh-Nagumo, 221
  - Hodgkin-Huxley, 217
  - Karma, 225
  - Luo-Rudy, 227
  - Noble, 223
  - Rogers-McCulloch, 222
  - van der Pol, 217
- Células marcapaso, modelos, 229
  - Bristow-Clark, 229
  - Noble, 229
  - Yanagihara-Noma-Irisawa, 229
- Cerebro, 142
- Chávez Sánchez, I., 206
- Circuito RC, 54
  - paralelo, 55
  - punto biológico, 58
  - serie, 54
- Circuitos RL, 62
  - serie, 62
- Circuitos RLC, 64
  - serie, 64
- Collins, F.S., 77
- Coloidal, 77
- Condensador, 18-22
  - botella de Leyden, 22-23
  - cables coaxiales, 20-21
  - capacitancia, 19
    - cálculo, 19
  - conductor de placas planas

paralelas, 19  
 conectado en paralelo, 22  
 conectado en serie, 22  
 reactancia, 24  
 tensión, 56  
     representación gráfica,  
     57  
 Conducción, modelos, 230  
     bidominio, 230-235  
     integrado para el torso, 236  
     monodominio, 235  
 Conductancia, 16  
     potasio, 220  
 Conductividad ( $\sigma$ ), 10, 25  
 Conductores, capacitancia del sistema  
 de dos, 18  
 Continua, corriente, 8  
 Corazón, 108, 203  
     anatomía, 211  
     células marcapaso, 215  
     conducción eléctrica, 215  
     diástole, 212  
     epicardio, 212  
     fisiología, 211  
     haz de His, 215  
     miocardio, 212  
     nodo auriculoventricular, 215  
     nodo sinusal, 215  
     sístole, 212  
     válvulas, 212  
 Corriente  
     actividad eléctrica, 109  
     alterna, 8, 48  
         corriente continua, 49  
         matemáticas, 49  
         onda senoidal, 48  
     artificial, 237  
     complejo QRS, 111  
     continua, 8  
         corriente alterna, 49  
     contracción cíclica, 108  
     desplazamiento, 47  
     eje eléctrico, 110  
     electrocardiograma, 109  
     electrodos, 109  
     estructura, 108  
     lesión, 87

P, onda, 110  
 potencial, 109  
 Q, onda, 111  
 R, onda, 111  
 S, onda, 111  
 sistema de conducción, 109  
 T, onda, 111  
 Córtex cerebral, 117  
     neurona piramidal, 117  
         actividad, 118  
     organización cerebral, 117  
 Coulomb, 1  
 Coulomb, Ch., 2  
     ley, 2-3, 46  
     verificación, 3  
 Cromatina, 79  
 Cromosoma, 77

## D

Dalibard, T., 83  
 Davis, R.C., 122  
 Degeneración macular, 156  
 Densidad de flujo, 39  
     magnético. Véase Inducción  
     magnética.  
 Desfase, ángulo, 55  
 Diabetes, 138  
 Diafragma, 139  
 Diástole, 109  
 Dieléctrica(o), 18  
     constante, 21  
     valores, 21. Véase  
     también Aislante.  
 Diferencia de potencial, 42  
 Digestivo, aparato, 124  
     actividad mioeléctrica, 124  
     anormal, 125  
     ondas lentas, 124  
     potenciales pico, 124  
     estructura, 124  
 Disritmias gástricas, 125  
 Du Bois-Reymond, E., 87, 88

## E

E. Donnell Thomas, 96

- Einthoven, triángulo, 114
- Eléctrica,
  - actividad 103
  - ampers, 7
  - carga, 1
  - densidad, 4
    - lineal, 5
    - superficial, 5
    - volumétrica, 6
  - corriente, 7
  - factores determinan, 9
  - intensidad, 7
  - ohm, 9
  - resistencia, 8
  - unidad, 9
- Electricidad
  - animal de Galvani, 83-84
  - máquina generadora, 7
- Eléctrico,
  - campo, 4
  - circuito, 13
    - leyes de Kirchhoff, 13
  - eléctrico, 11
  - flujo, 6
    - unidades, 6
- Electrocardiograma, 107-110
  - colocación de los electrodos, 113
  - derivaciones, 113
    - periféricas, 113
      - lugares, 114
    - precordiales, 116
  - frecuencia cardíaca, 112
  - ley de Kirchhoff, 115
  - medidas, 112
    - Bazett, fórmula, 112
    - intervalo QT, 112
    - Rautaharju, fórmula, 112
  - registro, 108
  - sistema hexaxial de Bailey, 115
  - sistema triaxial de Bailey, 115
  - terminal central de Wilson, 114
  - triángulo de Einthoven, 114
- Electroconstricción, 65
- Electroencefalografía, 116
  - alfa, ondas, 121
  - beta, ondas, 121
  - categorías, 120
  - conducción de volumen, 119
  - delta, ondas, 120
  - epilepsia, 119
  - gamma, ondas, 121
  - origen, 117
  - señal, 119
  - theta, ondas, 121
- Electroestimulador, 134
- Electrofisiología
  - acción transmembrana, potencial, 213
  - conductancias, 214
  - reposo transmembranal, potencial, 213
  - transmembrana, potencial, 213
  - umbral, potencial, 213
- Electrogastrografía, 122-|123
- Electrogastrógrafo, 127
- Electrogastrograma, 122-123
  - amplificador, 126
  - equipo de grabación, 126
  - medición, 125
  - posición de los electrodos, 127
  - procedimientos de grabación, 126
- Electrogénesis, 103
- Electromagnética, onda, 34
- Electromagnéticos, campos
  - frecuencias
    - altas, 38
    - bajas, 39
    - extremadamente baja, 37
  - fuentes, 37
    - generadas por el hombre, 34
    - naturales, 33-34
- Electromiografía, 128
- Electromiógrafo, 128
  - descomposición de la señal, 131
  - mediciones, 129
  - potencial motor de la acción de la unidad, 130
  - unidad motora, 130

unión neuromuscular, 130

Electrones  
libres, 7  
valencia, 8

Electroquímica, batería, 86, 87

Electrostática, 47  
máquina, 2

Encopresis, 172  
tratamiento, 172

Energía eléctrica, 49

Eneuresis, 168  
tratamiento, 168

Epéndimo, 192

Ependimocitos, 196

Esfínteres, electroestimulación, 166

Espectrometría espacial, 73

Espermatozoides, 82

Estática, electricidad, 7

Estimulador óseo, 141

Estómago, electrofisiología, 113

Estreñimiento, 172  
tratamiento, 172

**F**

Faraday,  
ecuación, 43  
ley, 46

Fasor, 52  
representación, 53  
tensión, 53  
ejemplo, 53

Fibra nerviosa. Véase Axón.

Fibrilación, 204

Fibrosis,  
bioimpedancia, 26  
matriz extracelular, 27

Flujo magnético, 40  
concentración, 41  
densidad, 39. Véase también  
Inducción magnética.unidad, 40  
Weber, 40

Fluoroscopia, 37

Fontana, F., 83

Fourier, transformada rápida, 123

Franklin, B., 83

Frecuencia, 34

cardiaca, 107  
resonancia natural, 64

Fuerza contraelectromotriz (fem), 62

Fuerza de Lorentz, 31

Fuerza electromotriz, 41  
inducida, 42

## G

Galvani, L., 83  
experimentos, 85

Gap junctions, 230

Gastroenterología, 140

Gauss,  
ecuación, 43  
ley, 4, 46

Gaussiana, superficie, 5

Generador,  
chispas, 3  
Van de Graaff, 8

Geriatría, patología de la micción,  
170

Glía, 179  
características, 187  
tipos de células, 188

Glicina, 186  
fórmula, 74

Goldman-Hodgkin-Katz, ecuación,  
93

Golgi, complejo, 78

## H

Haldane, J.B.S., 70

Hermann, L., 59, 89

Hiper-metría, 156

Homúnculo de Penfield, 178

Hooke, R., 75

Hormonas, 138

## I

Iglesias Morales, M., 135

Impedancia, 24

bioimpedancia, 25  
 eléctrica, 99  
     electrodos, 99  
     mediciones, 99  
 ohmios, 24  
 representación gráfica, 24  
 unidades, 24  
 Z, 23

Implante coclear, 147-150  
     arquitectura y diagrama a  
     bloques, 149  
     electrodos, 149  
     sistema, 148

Implantes visuales, 150

Incontinencia fecal, 171  
     técnicas, 171

Incontinencia urinaria, 166  
     esfuerzo, 168  
     estimulador espinal, 170  
     tratamiento, 166 169

Inducción magnética, 31

Ingeniería neuronal, 198

Insulina, bomba, 138

Iones, bombas, 81

## J

Joule, ley, 24

## K

Kirchhoff, leyes, 13, 57

## L

Laringe electrónica, 173

LASIK, 156

Ley de Faraday-Lenz, 42

Ley de Kirchhoff, 115

Leyden, botella, 22-23

L-glutamato, 186

Lípido, 80

Lisosomas, 78

Litotriptor, 37

Longitud de onda, 34, 35  
     características, 35

frecuencia, 34

Lorentz,  
     ecuación, 32, 44  
     fuerza, 44  
     ley, 44

Ludwig, C., 89

Luminosas, ondas, 34

## M

Macrófagos, 82

Macroglías, 188, 192

Magnética, inducción, 31

Magnético, campo, 31  
     corriente eléctrica, 38  
     flujo, 32  
     líneas, 31  
     propiedades, 32-33  
     solenoides, 38  
     terrestre, líneas, 33  
     toroide, 39

Magnético, flujo, 40  
     concentración, 41  
     unidad, 40  
     Weber, 40

Magnetoconstricción, 65

Magnetostática, 47

Marcapaso cardíaco, 27, 138, 160  
     celdas de yoduro de litio, 162  
     electrodos, 28  
         extracción, 28  
     historia, 161  
     transistor de silicio, 161

Marcapaso cerebral, 142  
     candidatos, 144

Marcapaso diafragmático, 139

Marcapaso gástrico, 164  
     laparoscopia, 165  
     objetivo, 164

Maxwell, ecuaciones, 43  
     parámetros, 45  
     representación macroscópica, 44  
     significado físico, 46  
     vacío, 47

Maxwell, J.C., 43

Maxwell, ley integral. Véase Gauss, ley.

Membrana nuclear, 78

Microelectrónica, 138, 140

Microglías, 190, 192, 194  
 función, 190  
 Microsensor óptico, 141  
 Miller, S.L., 70  
 Miopía, 156  
 Mitocondrias, 78  
 Modelación matemática de la  
 electrofisiología, 205  
 Molécula(s), 74  
 interestelar, 74  
 monóxido de carbono, 74  
 Mucosa olfativa, 100  
 Músculo cardíaco, 178  
 Músculo esquelético, 178  
 Músculo liso, 178  
 Músculos esqueléticos, 128  
 imagen, 128

## N

Nernst, W., 89  
 ecuación, 90  
 ejemplo , 91, 92  
 potencial, 91  
 Nerviosas, fibras, 89  
 Neuroglía, 187, 190  
 células, 187  
 funciones, 187  
 Neurona, 58, 106, 138, 177  
 axón, 177  
 campos eléctricos  
 extracelulares, 106, 107  
 capas plexiformes, 180  
 células amacrinias, 181  
 células de Golgi, 180  
 clasificación, 177  
 conductancia de la membrana,  
 183  
 dendritas, 177  
 efectos de un  
 neuromodulador, 186  
 electrónica, 197-200  
 estructura, 59  
 fosforilación, 187  
 interneuronas, 177  
 motoras, 177  
 neuromoduladores, 186

neurotransmisores, 184  
 excitatorias, 185  
 inhibitorias, 185  
 potenciales de acción, 178,  
 181  
 sensoriales, 11  
 silicio, 200  
 sinapsis, 177, 184  
 soma, 177  
 unidades motoras, 179

Neurosferas, 197  
 Neurotransmisores, 142  
 Nubes interestelares, 73  
 Nucleolo, 79

## O

Ohm, 9  
 ley, 10-13  
 triángulo, 12  
 Oído,  
 anatomía, 145  
 células ciliadas, 145  
 estructura, 144  
 implante coclear, 147  
 nervio vestibulococlear, 145  
 sonido, 145  
 Ojo, 102  
 acomodación, 155  
 anatomía, 151  
 anormalidades y corrección,  
 157  
 córnea, 151  
 corteza visual, implantes, 160  
 cristalino, 154  
 epirretinal, implante, 158  
 estimulación de nervio óptico,  
 implantes, 159  
 formación de imágenes, 154  
 fotorreceptores, 153  
 globo ocular, 151  
 híbridos subretinales,  
 implantes, 158  
 iris, 151  
 mácula lútea, 154  
 músculo ciliar, 151  
 patologías, 155

- pupila, 151
- refracción, 154
- retina, 142
  - estructura
  - microscópica, 153
- retinales, implantes, 157
- subretinal, implante, 158
- Oligodendrocitos, 189
  - interfasciculares, 189
  - mielina del SNC, 189
- Oligodendroglías, 194
- Onda electromagnética, 34
- Onda senoidal, 50
  - eficaz, valor, 51
  - instantáneo, valor, 51
  - medio, valor, 51
  - pico a pico, valor, 51
  - representación matemática, 49
  - significativos, valores, 50
- Ondas luminosas, 34
- Oparin, A.I., 70
- Organelos, 78
  - estructura, 78
  - función, 78
- Origen de la vida
  - teoría endógena, 70, 71
- Osciloscopio, 107
- Ósmosis, 80

## P

- Parkinson, enfermedad, 142
- Patología prostática, 168
- Perikarya, 180
- Permalloy, 65
- Permeabilidad eléctrica. Véase Permittividad.
- Permittividad ( $\epsilon$ ), 21, 25
  - unidades, 21
- Peroxisomas, 78
- Potencia,
  - factor, 53
  - triángulo, 54
- Potencial(es)
  - acción. Véase Repolarización. monofásicos, 105

## Q

- Quimiorreceptor, 100

## R

- Rautaharju, fórmula, 112
- Rayos X, tubo, 36
- Reactancia, 24
- Remolina López, J., 133
- Repolarización, 111
- Resistencias, 16
  - barras de colores, 17
  - código de colores, 16-17
  - paralelo, 14
    - circuito eléctrico, 14
    - corrientes al nodo, 15
    - ley de Ohm, 14-15
  - serie, 13-14
    - circuito eléctrico, 13

ley, 13  
Resistividad  
  características, 9  
  variación con la temperatura,  
  10  
Resistor. Véase también Resistencia.  
  corriente y voltaje, 12  
  valor, 16-17  
Retículo endoplásmico, 78  
Retina, desprendimiento, 155  
Retinitis pigmentosa, 157  
Ribosomas, 78  
Ricardo Sosa, R., 96  
Rotacional, 33  
  concepto gráfico, 33

## S

Señal biomédica. Véase Bioseñal.  
Señal digital, 101  
Señales mioeléctricas, 100  
Silicio, electrodos, 27  
Sistema  
  cardiovascular, 137  
  digestivo, 139  
  endocrino, 138  
  hexaxial de Bailey, 115  
  inmunológico, 138  
  muscular, 137  
  nervioso central, 138  
  nervioso, 138  
  óseo, 137  
  respiratorio, 139  
  triaxial de Bailey, 115  
  urinario, 140  
Sistemas Micro Electro Mecánicos,  
141  
Sístole, 109  
Sodi Pallares, D., 207  
Sodio-calcio, intercambiadores, 81  
Sustancias odorantes, 100

## T

Tanicitos, 190  
Taquicardias, 204  
Taquigastría, 125

Tejidos animales, irritabilidad, 83  
Teoría de la alteración, 89  
Teoría de la pre-existencia, 89  
Terminal central de Wilson, 114  
Tomografía por emisión de  
positrones cerebral, 37  
Transductor, 101  
  analógico-analógico, 102  
  biomédico, 100, 101  
Trasplante de brazos en México, 135  
Trasplante de células progenitoras  
hematopoyéticas (TCPH), 96  
Trasplantes alogénicos no  
mieloablativos (TANM), 96  
Tumpeer, H., 122

## U

Umbral, 59  
Urey, H.C., 770  
Urinario, aparato, 166  
  órganos, 166

## V

Vacuolas, 78  
Valencia, electrones, 8  
Valor del voltaje, 55  
Valor eficaz, 51  
  corriente sinusoidal, 51  
Van de Graaff, Generador, 8  
Vector de Fresnel. Véase Fazor.  
Vectorial, producto, regla de la mano  
derecha, 32  
Volta, A., 85  
  electricidad bimetálica, 85  
Voltaje, fijación, 91  
Von Haller, A., 83



Esta obra se terminó de imprimir en  
marzo de 2015. Se tiraron 1,000 ejemplares  
más reposición.



# INTRODUCCIÓN AL BIOELECTROMAGNETISMO Y BIOSEÑALES

Gracias a los notables avances tecnológicos en microelectrónica, nanotecnología y BioMEMS, además de la biocompatibilidad de nuevos materiales, es posible diseñar y construir prótesis para diferentes partes del cuerpo humano. En esta obra se plantean aspectos básicos interdisciplinarios entre física, electrónica, anatomía y fisiología humana. Está dirigida a médicos de diferentes especialidades y a quienes estén relacionados con física, informática, matemáticas y electrónica interesados en ampliar estos temas.

Se desarrollan modelos biológicos como el sistema nervioso, llevado a modelos eléctricos; también se analiza el concepto de electricidad desde conceptos básicos y trata el comportamiento del campo magnético y electromagnetismo. Incluye una introducción a la anatomía y fisiología de la célula y se estudian los fenómenos electrobiomagnéticos de ésta y sus analogías con circuitos eléctricos, así como los mecanismos de transporte.

Aborda el procesamiento de señales en medicina, desde una introducción a las bioseñales, hasta su empleo para obtener resultados aplicables en este campo para monitorear signos vitales y dar diagnóstico. También se estudia brevemente la importancia de la microelectrónica y sus aplicaciones en implantes. Para concluir, incluye los principios anatómicos y fisiológicos de la neurona y se presenta un modelo electrónico de ésta, así como modelos matemáticos en ingeniería cardiovascular.

