

FÍSICA MÉDICA Y BIOLÓGICA BIOFÍSICA PARA CIENCIAS DE LA SALUD

Preparar un libro de texto de Biofísica para estudiantes de Medicina y otras Ciencias de la Salud es una tarea difícil. En realidad la dificultad consiste en lograr que el libro satisfaga las necesidades de la mayoría de los cursos de Biofísica. En primer lugar, por la gran variabilidad que existe en los programas de la materia en diferentes Facultades de Medicina. En busca de minimizar este problema el autor incluye en este libro un conjunto de temas que, agrupados, constituyen la Física Biológica y la Física Médica, las dos grandes vertientes por donde transcurre la Biofísica. De esta manera, un tema dado tiene alta probabilidad de estar incluido entre los contenidos de tal manera que el libro sea útil a estudiantes de otras Facultades y no solamente a los alumnos del autor.

En segundo lugar, el avance de la Ciencia Médica, especialmente en cuanto a la tecnología utilizada como medio de diagnóstico y tratamiento, ha convertido la Física Médica en algo muy extenso. Es por ello que este libro presenta los fundamentos físicos y las aplicaciones médicas de las diversas tecnologías de manera concisa y tratando de mantenerse en la línea de la Física conceptual, disminuyendo todo lo posible el uso de las matemáticas.

A pesar de ser éste un libro breve, el espectro de su contenido es muy amplio. Es posible que el estudiante de otras universidades encuentre en él capítulos que están de más con respecto al programa analítico de su materia, pero difícilmente ocurrirá lo contrario: que no encuentre los temas que necesita.

Guillermo Antonio Micó Velázquez
Profesor de Biofísica de la Facultad de Ciencias Médicas.
Universidad Nacional de Asunción.
Asunción, Paraguay.



Guillermo A. Micó

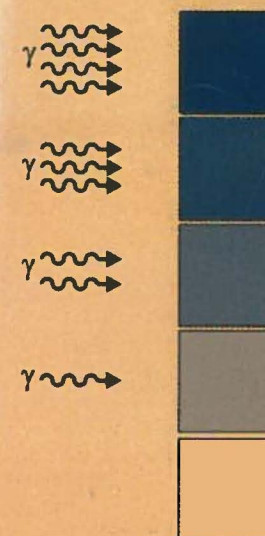
FÍSICA MÉDICA Y BIOLÓGICA
Biofísica para Ciencias de la Salud

EFACIM

Guillermo A. Micó

FÍSICA MÉDICA Y BIOLÓGICA

Biofísica para Ciencias de la Salud



booksmedicos.org

EFACIM

Segunda Edición

Guillermo A. Micó

FÍSICA MÉDICA Y BIOLÓGICA

Biofísica para Ciencias de la Salud

EFACIM

Título original

Física Médica y Biológica

© Guillermo A. Micó

E-mail: gantoniomico@gmail.com

EDITORIAL EFACIM

Dr. José P. Montero esq. Dr. Mario Mazzei

Telefax: (59521) 420187

E-mail: efacim@med.una.py

Web: www.med.una.py

Asunción, Paraguay

Dirección editorial: Nelson Apuril

Queda hecho el depósito que marca la Ley.

Este libro o cualquiera de sus partes no podrán ser reproducidos ni archivados en sistemas recuperables, ni transmitidos en ninguna forma o por ningún medio, ya sea por mecanismos electrónicos, magnéticos, grabaciones o cualquier otro, sin el permiso expreso por escrito del autor.

Impreso en Paraguay, *Printed in Paraguay*

ISBN: 978-99967-20-32-1

Ilustración de tapa: Guillermo A. Micó

Dibujos: Christian Daniel Micó

Diseño gráfico: Cecilia Rivarola

Diagramación: Margarita Blanco



Tte. Fariña 884

Asunción-Paraguay

Telefax: (595 21) 214 295

e-mail: arandura@hotmail.com

www.arandura.pyglobal.com

Primera Edición

Mayo 2012

Segunda Edición

Marzo 2014

Prólogo

Con la publicación y edición de este libro de texto universitario en el área de la Física aplicada al hombre se pone un nuevo escalón en la bibliografía de las Ciencias Médicas para enseñar y aprender en la carrera de Medicina.

Este libro es de contenido muy amplio. En realidad, los programas de Biofísica generalmente no incluyen todos los capítulos tratados, ya que en algunas carreras de Medicina el enfoque de los cursos correspondientes tiene un sesgo hacia la Física Médica, es decir el uso de los agentes físicos en Medicina, mientras que en otras el enfoque es más Biológico, como una introducción a la Fisiología.

Es por ello muy acertado el nombre de Física Médica y Biológica dado por el autor a su obra, con lo cual anuncia claramente el amplio contenido. Así, los temas tratados son aquellos que sirven para comprender, desde la visión de la Física, el funcionamiento de los aparatos y sistemas del cuerpo humano, como también los fundamentos, aplicaciones médicas y eventuales peligros de los agentes físicos en la profesión médica. Se describe la naturaleza y propiedades de los agentes físicos y su aprovechamiento para la tecnología médica tales como los rayos X y otras radiaciones ionizan-

tes, el rayo LASER, la electrocardiografía, la radiobiología, la ultrasonografía, la óptica y la amplia gama de tecnología basada en el espectro electromagnético.

Guillermo Antonio Micó creció y estudió en la ciudad de Encarnación, lo cual le proveyó una cultura cosmopolita, ya que se crió rodeado de amigos de diversas colectividades de inmigrantes, como a él le gusta recordar. Es hijo de un periodista y escritor, don Tomás L. Micó, biógrafo de San Roque González de Santa Cruz, de allí proviene su vena de escritor que hace que su libro de texto contenga muchos pasajes de rico contenido literario e histórico, lo cual hace amena la lectura para el joven estudiante.

El Dr. Guillermo A. Micó es egresado de la Facultad de Ciencias Médicas de la Universidad Nacional de Asunción, promoción 1982. Desde que se graduó se dedicó a la enseñanza de la Fisiología y la Biofísica, primero como instructor y luego como profesor escalafonado. Es Jefe de la Cátedra de Fisiología desde el año 2001 y Jefe de la Cátedra de Biofísica desde 2007, en la Facultad de Ciencias Médicas de la Universidad Nacional de Asunción. Ya ha contribuido a la formación de dos generaciones de médicos (padres e hijos).

El Dr. Micó ha sido colaborador mío en varios de mis proyectos académicos y editoriales, y aun cuando nadie es imprescindible, ha sido difícil de reemplazar cuando sus ocupaciones ya no le permitieron acompañarme en mis proyectos. Es por ello que me llena de satisfacción escribir el prólogo de su primer libro de texto universitario, ya que lo considero un hijo en lo académico y científico, y no le hubiera aceptado desde luego que diera este encargo a nadie más.

Para terminar y con el ejemplo de este libro, me permito hacer una reflexión. El que fuera Rector de la Universidad de Madrid, Lain Entralgo, distingue tres órdenes de médicos: los que se mueven por el interés económico, son los "clasistas de la Medicina"; luego están los que se ocupan sobre todo del ejercicio de la profesión: prácticos, eficaces y útiles, con valores intelectuales y morales, son los "artesanos de la Medicina". Por último se encuentran los que no ejercen la profesión o lo hacen accidentalmente, dedicándose a investigar, enseñar e innovar. Son los "creadores de la Medicina". Los primeros se preocupan de cómo **vivir**, los segundos de cómo **hacer** y los terceros de cómo **saber**. Digamos ahora que no es incompatible el vivir, el hacer y el saber en proporciones variables según el caso. Lo triste se da cuando

se piensa únicamente en "vivir" de cualquier manera, con un "hacer" displicente e ineficaz, y con un "saber" baldío, insuficiente y oscuro.

El Dr. Micó es un ejemplo de quien **vive** de su profesión lo necesario, **hace** docencia y **sabe** escribir. Estas cualidades, en la proporción de Micó, son bienvenidas para nuestra esperanza de ver resurgir la Medicina paraguaya con un renovado acervo académico y científico, que haga olvidar a nuestra generación el haber vivido en un ambiente plagado de impurezas, donde se han evaporado las ilusiones y las virtudes, los sueños y los ideales, el optimismo y la esperanza. Nosotros estamos convencidos de que preocupándonos más en "saber" y "hacer" las nuevas generaciones se formarán en un clima histórico de optimismo, de libertad, de justicia y de progreso en todos los órdenes. Esa es la esperanza de la generación actual.

Finalmente, celebro el advenimiento de esta obra, por la cual me congratulo a mí mismo pues me considero mentor o padrino del Dr. Micó al haberlo introducido en este campo, desde su juventud.

Dr. Ricardo Moreno Azorero
Profesor Emérito de la U. N. A.
Premio Nacional de Ciencias 1994 y 2000
del Congreso Nacional

Prefacio de la segunda edición

Dos años es un tiempo relativamente corto para la aparición de una nueva edición de un libro de texto. En este caso viene a ser un tiempo razonable debido a que desde hace un año se encuentra circulando una reimpresión corregida, la cual vino a fungir de segunda edición no declarada. No se la llamó segunda edición porque los cambios sólo consistían en la actualización de algunos datos caducos que inadvertidamente no habían sido modificados, además de la rectificación de un par de errores en expresiones matemáticas y varios en la asignación de referencias a los gráficos.

Era necesario, entonces, formalizar una segunda edición añadiendo a los mencionados algunos cambios en el contenido. En ese sentido, se han tenido que agregar dos capítulos al dividirse dos de ellos que con los cambios de contenido ya quedaban con una extensión excesiva para la tónica de este libro.

Así, esta edición presenta cambios graduales respecto a la primera por la transición que

representó la reimpresión corregida de la primera. Se ha mantenido la diagramación que demostró ser cómoda para la lectura, así como el poco uso de ecuaciones encarando los temas principalmente de manera conceptual.

Deseo expresar mi agradecimiento a los estudiantes que me han hecho llegar comentarios sobre la primera edición, y es por consideración hacia ellos que mandé editar rápidamente una reimpresión corregida, cosa que rara vez se ve en el ámbito editorial. En efecto, las reimpresiones suelen ser idénticas respecto a la misma edición. Ya lo dije en el prefacio de la primera edición: la primera es la más fácil de mejorar.

Finalmente deseo recordar a los estudiantes que la adquisición de conocimientos no nos cambia en nada si no nos apropiamos de ellos y los incorporamos a nuestra vida.

Guillermo Antonio Micó V.

Prefacio de la primera edición

Este es un libro de Biofísica, como ya lo sabe cualquiera que lo tenga en sus manos. Sin embargo, vale la aclaración por cuanto esta es una materia contenida en todos los *curricula* de Medicina con diversos nombres. En efecto, los cursos orientados como preparación a la Fisiología suelen denominarse Física Biológica, en tanto que en muchas Facultades de Medicina la materia se llama Física Médica. Y no de manera caprichosa, ya que sus contenidos se adecúan a su denominación.

Uno de los propósitos de este libro es servir de base para el aprendizaje de la Fisiología, ya que la Física Biológica trata sobre las leyes físicas subyacentes en la Fisiología. Para ello describe los procesos corporales desde el punto de vista de la Física.

Por otro lado este libro pretende proveer a los estudiantes las herramientas para comprender el funcionamiento de la tecnología médica, es decir los instrumentos de diagnóstico y tratamiento, basados en agentes físicos, utilizados en el ejercicio de la profesión, así como los fenómenos físicos e interacciones de diversos tipos de energía con la materia cuyo conocimiento permitió la explosión o auge de la tecnología médica en la década de los 70, fenóme-

no acicateado por las necesidades mismas de la profesión médica.

Aunque no está formalmente dividido de esa manera, este libro trata primero el aspecto físico de los procesos biológicos y luego las aplicaciones médicas de los agentes físicos. Estas dos grandes vertientes vienen a constituir, respectivamente, la Física Biológica y la Física Médica. De ahí el título de este libro, aunque en una especie de subtítulo/aclaración se especifica que es un libro de Biofísica.

Los únicos procesos biológicos, desarrollados como introducción a la Fisiología, que se encuentran en la segunda mitad del libro, y no en la primera, son audición y visión, que por integración con tecnología médica (por ejemplo audiometría, ultrasonidos, microscopios) se trata en los capítulos finales. De todas formas, tal distribución es un tema difícil de resolver y ha primado la conveniencia de adecuar el orden al que corresponde al seguido por el programa analítico de Biofísica de mis propios alumnos, quienes son los destinatarios prioritarios de esta obra.

Los conceptos de Física se han utilizado de tal forma que ayuden a responder la habitual pregunta del estudiante: ¿por qué estoy estu-

diando esto? ¿De qué sirve saber esto? Para este fin los temas se presentan en un orden que permite introducirlos por primera vez en el mismo capítulo en que son tratados; sin dejar al estudiante con las preguntas mencionadas por falta de continuidad o integración; el concepto de temperatura aparece tempranamente mencionado en el capítulo de termodinámica, pero es tratado como se merece más adelante en el mismo capítulo. Pero esto no siempre es posible; así, los parámetros de longitud de onda, frecuencia, etc., son utilizados desde el capítulo de Electromagnetismo pero tales conceptos sólo se estudian detalladamente en el capítulo de Acústica, que junto con el de Visión ya se ha explicado porqué se encuentran al final del libro.

El uso de las matemáticas es mínimo y se utilizan las ecuaciones de Física imprescindibles, prefiriéndose la explicación conceptual. Las ecuaciones utilizadas no se presentan como conocidas de antemano, sino más bien se acompañan de una explicación sobre su origen y desarrollo, y no se acompañan de ejer-

cicios o problemas. Es por ello que la base o background que necesitará el lector consiste solamente en Física y Biología de la enseñanza media.

Es preciso pedir disculpas por el contenido de ciertas críticas de carácter histórico y moral, respecto a la historia de la ciencia, lo cual puede ser fastidioso al lector pero no consume mucho espacio ni tiempo de lectura y constituye un acto de justicia o reparación histórica.

Por ultimo, cabe señalar que un libro de texto no es suficiente por sí mismo para el aprendizaje de una materia, ninguna materia. Es un paquete inicial de conocimientos para, en base a la información contenida en él, interactuar con profesores e instructores en torno a las dudas e inquietudes que pueda suscitar entre los lectores. Es por ello que la retroalimentación y las críticas permitirán mejorar este libro y serán bienvenidas.

La primera edición es la más fácil de mejorar!

Guillermo Antonio Micó

Contenido

1- INTRODUCCIÓN

Definición	13
Historia de la Biofísica.....	13
Campo de la Biofísica	15

2- SISTEMAS DISPERSOS Y SOLUCIONES

Sistemas dispersos	17
Soluciones.....	18
Concentración de las soluciones	19
Propiedades coligativas	19

3- BIOFÍSICA DE LA MEMBRANA CELULAR

Evolución de la teoría de la membrana	23
Teoría actual sobre la estructura de la membrana celular	23
Transporte mediado a través de la membrana celular.....	25
Movimiento pasivo a través de la membrana celular	27
Ósmosis	28
Presión osmótica.....	29
Equilibrio Donnan.....	30

4- POTENCIALES DE MEMBRANA Y POTENCIALES DE ACCIÓN

Propiedades eléctricas de la membrana celular	35
Origen del potencial de membrana	36
Potencial de reposo y potencial de acción.....	36
Propagación del potencial de acción	39
Registro de potenciales de acción	40
Osciloscopio de rayos catódicos.....	41

5- BIOFÍSICA MUSCULAR

Generalidades.....	43
Estructura.....	43
Mecanismo de contracción	45
Energética del músculo esquelético	47
Fenómenos eléctricos de la contracción muscular	47
Excitabilidad dl músculo. Cronaximetría	48
Mecánica muscular	48
Tipos de contracción	50
Fenómenos térmicos.....	52
Electromiografía	54

6- BIOMECÁNICA	
Centro de masa y centro de gravedad.....	57
Estática y equilibrio del cuerpo humano	58
Palancas corporales.....	59
Análisis vectorial de fuerzas.....	60
7- BIOFÍSICA CARDÍACA	
Estructura y propiedades del músculo cardíaco	63
Sistema de excitación-conducción.....	64
Leyes que rigen al corazón	66
Trabajo del corazón	67
Ruidos cardíacos.....	68
8- ELECTROCARDIOGRAFÍA	
Bases físicas de la electrocardiografía. Vectores cardíacos.....	71
Derivaciones electrocardiográficas del plano frontal	73
Derivaciones precordiales.....	76
Elementos del trazado ECG normal	78
Eje eléctrico.....	79
9- FÍSICA DE LOS LÍQUIDOS	
El estado líquido	83
Densidad.....	83
Viscosidad.....	84
Tensión superficial y capilaridad	85
10- HIDRODINÁMICA Y CIRCULACIÓN	
Teorema de Torricelli.....	89
Ecuación de continuidad y ley del caudal	89
Principio de Bernoulli	90
Líquidos reales y resistencia.....	91
Caudal en los líquidos reales. Ley de Poiseuille.....	93
Relaciones entre presión, flujo y resistencia	93
Flujo laminar y turbulento.....	94
Presión sanguínea	95
Medición de la presión sanguínea	96
11- BIOFÍSICA DE LA RESPIRACIÓN	
Física de los gases	101
Presiones respiratorias. Unidades	103
Bases físicas de la respiración	104
Mecánica respiratoria.....	105
Espirometría estática y dinámica	106
Trabajo de la respiración.....	107
Respiración en condiciones especiales. Buceo.....	108
Respiración en la altura	110
12- TERMODINÁMICA Y CALOR CORPORAL	
Calor y conservación de la energía	113
Primer Principio de la Termodinámica.....	113

Segundo principio de la termodinámica.....	114
Calorimetría y metabolismo basal.....	116
Requerimiento energético	117
Termometría.....	118
Temperatura corporal	122
Sistema termorregulador.....	124

13- ELECTRICIDAD	
Concepto de electricidad. Naturaleza e historia	127
Carga eléctrica. Ley de Coulomb.....	128
Campo eléctrico	129
Potencial y diferencia de potencial	129
Corriente eléctrica.....	130
Instrumentos de medición.....	131
Aspectos energéticos de la electricidad.....	131
Efectos de la electricidad sobre el hombre	132
Electroterapia.....	134
Corrientes galvánicas y farádicas	135
Corrientes alternas de alta frecuencia	136
Dosificación en electroterapia.....	137

14- MAGNETISMO Y ELECTROMAGNETISMO	
Magnetismo y electricidad.....	139
Ondas electromagnéticas	141
Espectro electromagnético	142
Unidades de medida de los campos magnéticos	143
Efectos de los campos electromagnéticos.....	143
Resonancia magnética nuclear.....	145
Ablación por radiofrecuencias.....	149

15- RAYOS X	
Naturaleza y propiedades de los rayos X	151
Producción de rayos X.....	152
Tubo de rayos X. Componentes y funcionamiento	152
Técnicas radiológicas de imágenes.....	154
Tomografía axial computarizada	156

16- FÍSICA ATÓMICA Y RADIOACTIVIDAD	
Estructura del átomo.....	159
Partículas nucleares.....	161
Isótopos.....	162
Radioactividad.....	163
Interacciones de la radiación con la materia.....	166
Unidades de medida y dosis de las radiaciones.....	170

17- RADIOBIOLOGÍA	
Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes.....	173
Sensibilidad de los tejidos a la radiación	175
Mecanismo de los efectos biológicos	176
Síndrome agudo por irradiación.....	178

Protección contra las radiaciones ionizantes	179
Detectores	180
18- MEDICINA NUCLEAR	
Radioisótopos en Medicina Nuclear	183
Instrumental en Medicina Nuclear. Centelleografía	184
Tomografía por emisión de positrones	186
Radioterapia	186
19- ACÚSTICA Y ULTRASONIDOS	
Movimientos vibratorios y ondas sonoras	189
Fenómenos acústicos. Cualidades del sonido	191
Efecto Doppler	192
Ultrasonidos	193
Ecografía y otras aplicaciones de los ultrasonidos	194
20- AUDICIÓN Y FONACIÓN	
Estructura del aparato auditivo	197
Mecanismo de la percepción del sonido	198
Pruebas de la audición	199
Fonación	200
21- OPTICA FÍSICA Y RADIACIONES ÓPTICAS	
Naturaleza de la luz	203
Velocidad de la luz	203
Teoría del color	205
Rayos visibles, infrarrojos y ultravioleta	206
Rayos LASER	208
22- ÓPTICA GEOMÉTRICA Y VISIÓN	
Propiedades y comportamiento de la luz	211
Comportamiento de la luz en lentes y prismas	212
Física de la visión	213
Formación de imágenes en el ojo	215
Defectos de refracción del ojo	215
23- INSTRUMENTOS ÓPTICOS	
Endoscopios y fibróscopios	217
Microscopios ópticos	218
Microscopio de campo oscuro	219
Microscopio de interferencia	219
Microscopio electrónico	220
Espectro luminoso	220
Espectro de emisión y absorción	221
Espectroscopio y espectroscopía	222

1

Introducción

Definición

Historia de la Biofísica

Campo de la Biofísica

DEFINICIÓN

La Física Biológica es la parte de la ciencia que estudia los procesos biológicos desde el punto de vista de la Física. En otras palabras, los explica con las leyes de la Física. La Física Médica es la misma disciplina pero con un campo más reducido, enfocada especialmente en las aplicaciones médicas de los agentes físicos. Si bien ambas denominaciones se utilizan en las Ciencias Médicas, se puede englobar todo ello con el término Biofísica, con que suele designarse esta materia en las carreras médicas y afines.

HISTORIA

El primer estudio documentado de los seres vivos en base a leyes físicas se remonta a Aristóteles, quien por primera vez realizó un estudio geométrico del movimiento y la acción muscular. Por este motivo es considerado el padre de la Kinesiología.

Después de casi 2000 años de oscuridad, o estancamiento de la Ciencia, período transcurrido entre Arquímedes y Leonardo, la Física Biológica continúa su desarrollo con la *yatro-*

física (que podríamos traducir precisamente como Física Médica). Su más remoto antecedente probablemente sea la cuantificación de magnitudes biológicas por parte de Santorio Santorius (1615), discípulo de Galileo, quien valiéndose de una báscula especial descubrió lo que denominó perspiración insensible, nombre que se utiliza hasta hoy (fig. 1-1).



Fig. 1-1. Santorio Santorius sentado en su dispositivo especial para medir variables corporales.

Niels Stensen (1638-1686) estableció en 1664 los cimientos de la mecánica muscular afirmando que el músculo estaba formado por múltiples unidades menores adosadas unas con otras. Un mérito extraordinario de Stensen, es el de ser el único científico beatificado, lo cual ocurrió en 1988.

En 1662 se conoció el estudio de la biomecánica de Descartes, quien pensaba en el cuerpo humano como en una máquina.

La *yatromatemática* (*matemática médica*) se debe a Giovanni Alfonso Borelli, quien en su obra *de motu animalium* expresaba que el movimiento corporal debe ser analizado sobre todo por medio de la geometría y la mecánica. La mencionada publicación apareció en 1680, al año siguiente de su muerte (fig. 1-2).

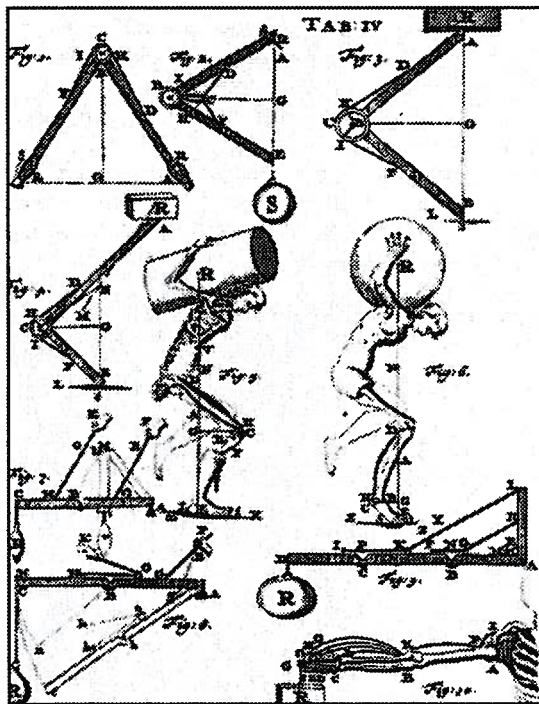


Fig. 1-2. Modelo matemático de las partes mecánicas del cuerpo humano, según Giovanni Borelli.

Otros hitos importantes en la evolución de la Biofísica son el tratado de "Hemostática" de Stephen Hales (1733), en el cual describía la medición de la presión sanguínea, y los experimentos de Luigi Galvani sobre la estimula-

ción eléctrica de nervios y músculos en ranas (1786).

En 1743 Johann Gottlob Krüger da a conocer sus ideas sobre las posibilidades terapéuticas de la electricidad artificial, afirmando que "se la debería incluir entre los remedios medicinales".

En el siglo XIX el desarrollo de la Biofísica pasó por una época de estancamiento, opacada por los progresos de la Fisiología, gracias a Johannes Müller (1801-1858), padre de la fisiología sensorial, maestro de Virchow, Schwann y otros; de Claude Bernard (1813-1878), padre de la medicina experimental, por citar lo más relevante.

Finalmente se produjo el nacimiento de la Biofísica como disciplina separada. Ello ocurrió a mediados del siglo XIX, gracias a Ferdinand von Helmholtz, que debe ser considerado el padre de la Biofísica moderna. En 1847 presentó en la Sociedad de Física de Berlín su trabajo "sobre la conservación de la fuerza" y postuló que los procesos biológicos pueden ser reducidos a modelos físicos y químicos. En 1850 midió la velocidad de conducción del impulso nervioso en el nervio ciático de la rana y rápidamente comunicó los resultados a colegas y amigos, y a la Sociedad de Física en Berlín, por una cuestión de propiedad intelectual. El informe completo lo remitió a la Sociedad en 1852. Entre otras cosas, von Helmholtz también estudió la óptica del ojo; la teoría de la visión de los colores basada en tres colores primarios se recuerda con el nombre de Young-Helmholtz.

En 1855 Adolf Fick publicó el que se considera el primer libro de Biofísica, en cuyo contenido se encuentra la ley que lleva su nombre y que rige la difusión.

Archibald Vivian Hill, profesor de Fisiología inglés, estudió el músculo, especialmente la producción de calor. En 1922 publicó su trabajo "La contracción muscular".

En 1931 los alemanes Ernst Ruska y Max Knoll desarrollaron el microscopio electrónico. El uso de este instrumento, una vez perfeccionado, gracias a otros físicos como el canadiense James Hillier, y el aporte de la Bioquímica, introdujeron una nueva disciplina, la **Biofísica molecular**, que condujo a avances como el descubrimiento de la estructura del ADN por James Watson y Francis Crick en 1953.

Física Médica

Hasta fines del siglo XIX la Biofísica, como nueva disciplina científica, hizo honor a su nombre aportando las bases físicas para el estudio de la Fisiología. Entonces, la Física y sus aplicaciones se introdujeron en el terreno de la Medicina. En efecto, en 1895 Wilhelm Konrad Roentgen comunicó el descubrimiento de los Rayos X y el año siguiente Henry Becquerel descubrió la radioactividad. En 1898 Marie Curie descubrió el radio. El advenimiento de los rayos X y la radioactividad trajo, lentamente por cierto, preocupación por los posibles efectos nocivos de los nuevos descubrimientos científicos, especialmente los agentes físicos, surgiendo la necesidad de estudiar también los posibles efectos nocivos de estos nuevos agentes, surgiendo la disciplina llamada Física Médica, que estudia las aplicaciones y los posibles efectos sobre el organismo de los agentes físicos tanto naturales como artificiales.

En 1895 Willem Einthoven consiguió registrar los potenciales eléctricos del corazón. En 1901 mejoró estos registros gracias al galvanómetro y desde 1903 hasta 1907 trabajó en el desarrollo del sistema de registro de las derivaciones bipolares y lo que hoy conocemos como el triángulo de Einthoven.

Todos los demás avances tecnológicos aplicables en medicina, como los ultrasonidos y la ecografía, la tomografía, la resonancia magnética, el rayo LASER, etc., están incluidos en la Física Médica.

CAMPO DE LA BIOFÍSICA

La importancia de la Física en el estudio de los procesos biológicos y en la medicina se debe al hecho de que la física es la más elemental de las ciencias experimentales y por ello es la base para el estudio de otras más complejas como la Biología y la Fisiología, por ejemplo.

Además, la Biofísica utiliza la física para fundamentar el funcionamiento del equipamiento médico, es decir los medios instrumentales de diagnóstico y tratamiento. Como estos recursos tecnológicos se basan en agentes físicos, se ocupa también del estudio de sus posibles efectos sobre el hombre.

Como se ha expresado en el título anterior, la Biofísica estudia también los efectos de los agentes físicos más allá de sus usos médicos: también estudia las posibles consecuencias sobre los seres vivos derivados del uso de cualquier tecnología, e incluso las ocasionadas por los agentes físicos naturales; esta área se conoce con el nombre de Biofísica ambiental.

De esta manera, y un poco repetitivamente, podemos decir que el campo de la Biofísica abarca:

- 1- Los aspectos físicos de los procesos biológicos, en nuestro caso especialmente los fisiológicos.
- 2- Efectos biológicos de los agentes físicos (efectos de la corriente eléctrica, las radiaciones, el calor, etc.).
- 3- Utilización de los principios físicos, y los agentes físicos, como medio de diagnóstico.
- 4- Utilización de agentes físicos como medios terapéuticos.

Dada la amplitud de su campo, la Biofísica es multidisciplinaria, ya que además de basarse en la Física, guarda estrecha relación con la Fisiología, la Química, las Matemáticas, por citar solamente las principales relaciones.

el volumen de la partícula, ya que estamos hablando del principio de Arquímedes.

La velocidad de sedimentación se cuantifica por la ecuación de la ley de Stoke. Lamentablemente esta ecuación utiliza unidades del sistema cgs.

COLOIDES

Los coloides son dispersiones en los que las partículas dispersas son agregados moleculares insolubles, con propiedades intermedias entre las suspensiones y las soluciones.

TIPOS DE COLOIDES

Los coloides pueden ser:

Coloides hidrofílicos. Son los que se mantienen dispersos debido a la presencia de grupos polares que se unen al agua por fuerzas de van der Waals.

Coloides hidrofóbicos. Son los que se mantienen dispersos por repulsión, por cargas eléctricas de superficie.

PROPIEDADES DE LOS COLOIDES

- Carga eléctrica y formación de micelas.
- Propiedad anfipática. Esto les confiere acción batótónica (disminución de la tensión superficial).
- Generación de presión osmótica.
- Gelificación. Es la imbibición con agua, como en la formación de gelatina.
- Movimiento browniano.
- Efecto Tyndall. Consiste en la dispersión (por difracción) de la luz incidente sobre una masa de partículas coloidales en el aire, como es el caso del polvo, haciendo visible el haz de luz.

Las propiedades de los coloides varían según sean hidrofílicos o hidrofóbicos. Por ejemplo, resulta obvio que la gelificación es mayor con los coloides hidrofílicos. Estos también

son los que tienen acción batótónica. En cambio, no presentan efecto Tyndall.

SOLUCIONES

Las soluciones son mezclas homogéneas formadas por una sola fase, aunque estén formadas por dos o más sustancias. Se considera una sola fase debido a la solubilidad de los componentes, lo cual implica que reaccionan entre sí. Su homogeneidad es permanente. Sus componentes pueden separarse por destilación.

Otro motivo para que exista una sola fase es el tamaño de los elementos disueltos, que es tan pequeño que no da lugar a una superficie de separación, es decir *interfase*.

Las mezclas homogéneas son aquellas en las que la sustancia disuelta se distribuye uniformemente por toda la mezcla, de manera que una muestra tendrá la misma composición sin importar de qué parte de la mezcla se la tome. Existe una definición técnica, como siempre más complicada: una mezcla homogénea es aquella en la que la sustancia disuelta no varía sus propiedades intensivas. Estas son aquellas que no varían con la cantidad de sustancia, como la solubilidad, el peso específico (en cambio las propiedades extensivas son aquellas que varían con la cantidad de sustancia, como la masa, el volumen y la velocidad de sedimentación).

CLASIFICACIÓN DE OSTWALD

Ostwald clasificó los sistemas dispersos incluyendo entre ellos a las soluciones, por conveniencia o por usar un parámetro en común, que es el diámetro de las partículas dispersas o disueltas.

Dispersiones gruesas. Cuando el diámetro de las partículas es mayor que 100 nm (0,1 micra).

Dispersiones coloidales. Cuando el diámetro de las partículas es de 1 nm a 100 nm.

Soluciones verdaderas o cristaloides. Son las mezclas homogéneas cuyos solutos tienen un diámetro menor que 1 nm.

La sangre y el plasma constituyen muestras de estas mezclas: la sangre entera es una dispersión gruesa, donde la fracción dispersa está formada por los eritrocitos; el plasma y las proteínas son una dispersión coloidal; por último el plasma y las sales disueltas constituyen una solución verdadera o cristaloides.

SOLVENTE Y SOLUTO

En las soluciones se da el nombre de solvente al componente que se encuentra en mayor proporción, y soluto al que se encuentra en menor proporción. La solubilidad de un soluto depende del equilibrio dinámico entre dos fuerzas: la tendencia del soluto a diluirse, por acción del solvente, y la tendencia de las partículas separadas a unirse de nuevo, debido a la atracción intermolecular entre las partículas de la misma sustancia. El punto de equilibrio depende de la concentración; en efecto, la tendencia de las partículas a combinarse de nuevo aumenta con la concentración del soluto; cuando el punto de equilibrio se desplaza hacia la combinación de partículas se produce la condición denominada saturación, en la que la disolución ya no es posible y el soluto precipita. La saturación de una solución está determinada por:

- la magnitud de las fuerzas de atracción intermolecular del soluto,
- la intensidad de la atracción de las moléculas del solvente sobre las del soluto, y
- la temperatura.

Los dos primeros determinantes son constantes para sustancias de la misma naturaleza, quedando como variable la temperatura.

CONCENTRACIÓN DE LAS SOLUCIONES

Molaridad de las soluciones. Es el número de moles por litro de solución. Así, una solu-

ción 1 molar de ácido sulfúrico contiene 1 mol (98 g.) del ácido por litro de solución.

Esta es la modalidad impuesta por el Sistema Internacional de Medidas (1960) que establece que la unidad de cantidad de sustancia es el mol.

Normalidad de las soluciones. Es el número de equivalentes electroquímicos por litro de solución. Un equivalente es una cantidad de sustancia expresada por el número de cargas eléctricas que provee una vez disuelta. La relación entre el mol y el equivalente depende de la valencia. En el caso del ácido sulfúrico, bivalente por tener dos hidrógenos sustituibles, un equivalente es igual a $98 / 2 = 49$, de manera que la misma solución 1 molar es una solución 2 normal. Si se trata de una sustancia simple monovalente como el sodio, o el anión de un ácido, la molaridad y la normalidad son idénticas.

Osmolaridad. Es el número de osmoles por litro de solución.

Relación masa/volumen. Cantidad de soluto por 100 g. de solución o por dL (decilitro). Esta modalidad, que no necesita explicación, es muy difundida, aunque no oficial.

Composición porcentual. Es de uso común, por ejemplo glucosa al 5% significa que de cada 100 gramos de solución 5 g. corresponden al solvente, en este caso agua.

La definición de mol, osmol y equivalente se encuentra en la página siguiente.

PROPIEDADES COLIGATIVAS DE LAS SOLUCIONES

Son las propiedades que se encuentran relacionadas entre sí por estar ligadas a un mismo factor: la concentración de la sustancia disuelta. Así tenemos:

- a- El punto de congelación. Disminuye al aumentar la concentración, lo cual se denomina descenso crioscópico. Por cada

mol por litro de solución al punto de congelación desciende 1,86 °C.

- b- El punto de ebullición. Se eleva al aumentar la concentración, fenómeno denominado ascenso ebulloscópico.
- c- La presión osmótica. Aumenta en proporción directa con la concentración osmolar de la solución.
- d- La presión del vapor saturado. Es la máxima presión parcial de vapor que se puede alcanzar en un compartimiento donde el solvente se evapora en contacto con la atmósfera. La presión del vapor varía inversamente con la concentración de la solución.

En relación con la temperatura, la presión del vapor aumenta en forma proporcional. Así, la presión del vapor a 0° es 4,5 mm Hg y a 25 °C es de 23,5 mm Hg. A la temperatura corporal (37 °C) es de 47 mm Hg.

En realidad la concentración de solutos afecta a las propiedades coligativas al tener efecto inverso sobre la concentración del solvente, cosa que explicaremos en relación con el descenso crioscópico. Si nos ponemos en el contexto del punto de congelación comprendemos, primero, que a 0 °C existe un equilibrio entre las cantidades de moléculas de agua que se congelan y de las que se disuelven. Segundo, que por debajo de esta temperatura de congelación es superior, cada vez más a medida que la temperatura desciende, la cantidad de agua que se congela. Tercero, que a medida que aumenta la temperatura por encima de 0°C predomina la cantidad de agua que se derrite. Por todo lo anterior, cuando el agua contiene solutos a 0 °C no hay equilibrio, porque disminuye la cantidad de moléculas de agua que se congelan, esto se debe a que el soluto ha "diluido" el agua, predominando todavía la cantidad de agua que se derrite. Entonces el punto de equilibrio se desplaza hacia una temperatura menor, lo cual viene a ser el descenso crioscópico. Este fenó-

meno puede ser utilizado todavía, a pesar del advenimiento de mejores técnicas, para determinar la concentración de solutos conocidos o identificados por otros métodos. El hecho de que el descenso crioscópico de una solución sea proporcional a su concentración osmolar se conoce como ley de Raoult.

La explicación del aumento de la presión osmótica es la misma: el soluto "disuelve" al agua y la ósmosis, por causas probabilísticas, ocurre con mayor intensidad en una dirección que en otra. La ósmosis y los factores relacionados se estudiarán en el capítulo correspondiente.

DEFINICIÓN DE LAS FORMAS DE EXPRESAR LA CONCENTRACIÓN DE LAS SOLUCIONES

MOL

Un mol de una sustancia es una cantidad en gramos igual a su peso molecular. Dicho de otro modo, es el peso molecular al que se ha agregado la dimensión gramos. Así, el PM del sodio es 23, por lo tanto se establece convencionalmente que un mol de sodio será 23 gramos.

Peso atómico y peso molecular: En teoría, la definición de peso atómico es complicada, ya que es "la proporción de la masa de un átomo con el 1/12 de la masa de un átomo de carbono 12". Nótese que igualmente podría decirse "es la relación con la masa del hidrógeno", ya que la masa del hidrógeno es 1/12 de la masa del C¹². En la práctica es mucho más sencillo: el peso atómico depende de la suma de protones y neutrones del núcleo, que son las partículas con masa apreciable. En realidad se está definiendo el número de masa de un átomo, que es un número entero, y no el peso atómico, que es un número fraccionario. En efecto, nos hemos referido al C¹² (léase carbono 12) y al hidróge-

no, lo cual excluye a sus isótopos, por lo tanto no se obtendrán números fraccionarios.

En la tabla periódica se puede observar que los pesos atómicos no son números enteros, porque figura el número de masa promedio de cada especie atómica, es decir se considera también el número de masa de todos los isótopos presentes en la naturaleza. De esta manera el peso atómico viene a ser "el número de masa promedio".

El peso molecular, en el caso de los compuestos, es la suma de los pesos atómicos de los átomos componentes. Así, el peso atómico 58,5 del cloruro de sodio es la suma de aproximadamente 23 (peso atómico del sodio) y 35,5 (peso atómico del cloruro).

Aunque se quiere o se suele dar al peso molecular la dimensión Dalton, es un valor adimensional, ya que sigue siendo, como son el número de masa o el peso atómico, solamente una proporción o relación.

EQUIVALENTE

Un equivalente eléctrico es una cantidad que contiene el mismo número de cargas eléctricas que un mol de hidrógeno. Para hallar el equivalente de una sustancia se divide un mol por la valencia. Un equivalente de sodio es 23 g. porque su peso molecular es 23 y su valencia es 1. Un equivalente de calcio es 20 g. porque el PM del calcio es 40 y su valencia es 2.

Por otro lado, 2 equivalentes de calcio = 1 mol de calcio.

OSMOL

El osmol es la unidad con que se expresa la cantidad de partículas osmóticamente activas. **Un osmol es un mol de partículas no disociables o el número de partículas que resulta, en solución, de un mol de sustancia no**

disociable. Así, para una sustancia que no se disocia un mol equivale a un osmol, y para una sustancia que se disocia en dos partículas un mol provee dos osmoles. Entonces, para conocer la concentración osmolar de una solución **se multiplica** la concentración molar por el número de partículas en que se disocia el soluto.

Número de Avogadro y su relación con los conceptos precitados. Amadeo Avogadro, en 1811, estableció que volúmenes iguales de diferentes gases contienen el mismo número de moléculas, aunque no podía saberse entonces cuál era ese número. Incluso en el caso de sólidos, un mol de cualquier sustancia contiene asimismo un número fijo de moléculas. En 1909 Robert Millikan, mediante su célebre experimento de la gota de aceite, determinó que esta cantidad es igual a $6,02 \cdot 10^{23}$ moléculas, cantidad que se denominó número de Avogadro.

El número de Avogadro nos permite explicar de manera sencilla los conceptos de equivalente eléctrico y osmol: así, mientras un mol contiene número de Avogadro moléculas, un equivalente contiene número de Avogadro cargas eléctricas y un osmol contiene número de Avogadro partículas.

Asimismo, si un equivalente es igual a $6,02 \cdot 10^{23}$ cargas, esto viene a ser 96.320 coulombios de carga eléctrica.

LECTURAS RECOMENDADAS

- Aurengo, A., Petitclerc, T. *Biofísica*. 3ª Ed. Mc Graw Hill – Interamericana. Madrid, 2008.
- Frumento, A.S. *Biofísica*. 3ª Ed. Mosby / Doyma. Barcelona, 1995.
- Parisi, M. *Temas de Biofísica*. McGraw Hill – Interamericana. Santiago, 2001.

Evolución de la teoría de la membrana

Teoría actual sobre la estructura de la membrana celular

Transporte mediado a través de la membrana celular

Movimiento pasivo a través de la membrana celular

Osmolaridad, ósmosis y presión osmótica

Equilibrio Donnan

EVOLUCIÓN DE LA TEORÍA SOBRE LA MEMBRANA CELULAR

T. Schwann (1810-1882), biólogo prusiano, postuló que las células, animales y vegetales, no podrían sobrevivir si no estuvieran protegidas de los cambios del entorno por medio de una membrana.

En 1877, cuando Pfeffer estudiaba la ósmosis, llegó a la conclusión de que las células eran más permeables al agua que a la mayoría de los solutos. En 1897 Overton, después de estudiar la entrada de diversas sustancias en diversos tipos de células, estableció que la permeabilidad de las células para una sustancia dada era correlativa con la liposolubilidad de ésta, lo cual lo llevó a postular la naturaleza lipídica de la estructura de la membrana celular.

En 1930, Harvey y Cole, estudiando la tensión superficial de la membrana celular en soluciones acuosas, encontraron que su valor era menor que el de una interfase agua-lípido y se aproximaba al del agua con una superficie de lípido y proteína.

Para 1935 Danielli y Davson resumieron el cuerpo de conocimientos disponible estableciendo que la membrana celular estaba consti-

tuida por una capa bimolecular de lípidos con proteínas adsorbidas a la superficie. Este último organizaba a la membrana en tres capas: una central de lípidos y una capa de proteína a cada lado. Este modelo se conoció como *membrana trilaminar* y estuvo vigente hasta 1972.

TEORÍA ACTUAL

Desde el advenimiento de la microscopía electrónica y otros progresos tecnológicos se planteó el problema del espesor de la membrana celular: con los 5 a 10 nm medidos no había espacio suficiente para albergar las tres capas.

La membrana celular es un sistema liotrópico, como se denomina a las soluciones acuosas de moléculas anfipáticas.

La membrana celular y las demás estructuras membranosas de la célula, como las vesículas del retículo sarcoplasmático, están formadas por moléculas pequeñas. Igual que las macromoléculas, los componentes lipídicos están constituidos por subunidades y en la conservación de su estructura actúan uniones de débil energía. Sin embargo, difieren de las

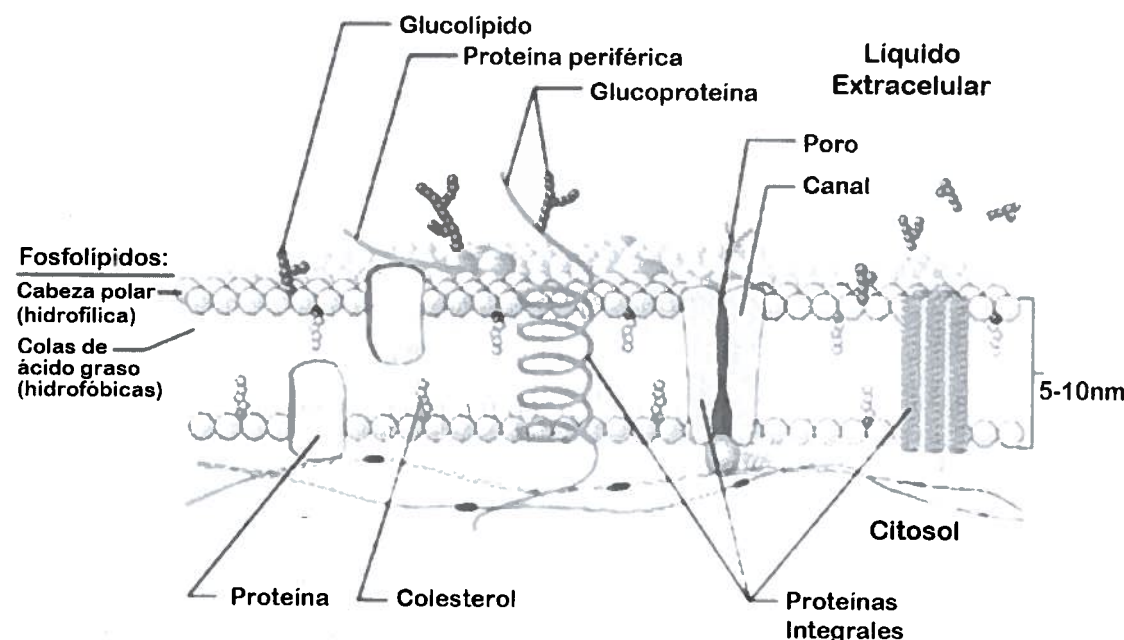


Fig. 3-1. Estructura de la membrana celular.

macromoléculas en que las subunidades no están formando cadenas, sino que forman capas.

La teoría actual considera que la estructura de la membrana celular está compuesta por una doble capa lipídica en la cual se encuentran "embebidas" diversas moléculas proteicas que cumplen funciones igualmente diversas. Este modelo se conoce como **mosaico fluido**, nombre propuesto en 1972 por Seymour Jonathan Singer y Garth L. Nicolson.

La doble capa lipídica está formada por tres tipos principales de lípidos: fosfolípidos, glucolípidos y colesterol. Los grupos polares de los fosfolípidos miran hacia el medio acuoso, intra y extracelular, y están unidos por fuerzas electrostáticas, entre sí y con las moléculas de agua del medio.

Las partes hidrofóbicas están unidas por fuerzas de van der Waals, están enfrentadas unas con otras hacia el centro de la membrana, formando una estructura de **cristal líquido**. Mientras los cristales sólidos mantienen un ordenamiento tridimensional, el cristal líquido lo mantiene en dos dimensiones. Este ordenamiento bidimensional implica que sus com-

ponentes pueden desplazarse lateralmente (en dos dimensiones) dentro de una capa. El cristal líquido fue descubierto en 1888 por Friedrich Reinitzer, pero ese nombre lo introdujo un año después Otto Lehmann, un físico alemán.

Los componentes lipídicos de la membrana celular son responsables de sus elevadas resistencia y capacidad eléctrica. Además, confieren a la membrana una resistencia difusional dependiente de la naturaleza de la sustancia en cuestión.

En general, y en cifras redondas, las proteínas constituyen poco menos que el 55% del peso de la membrana celular. Los lípidos forman poco menos que el 45% y los glúcidos el casi 5% restante. Sin embargo, algunas células tienen una composición particular de la membrana. En la membrana de los eritrocitos la relación proteína/lípido se aproxima a 1:1.

Las proteínas de la membrana cumplen numerosas funciones, las cuales se estudian en los cursos de Fisiología, Bioquímica y Biología Molecular. En este capítulo estudiaremos brevemente su papel en el transporte de sustancias a través de la membrana celular.

TRANSPORTE MEDIADO DE SUSTANCIAS A TRAVÉS DE LA MEMBRANA

Se denomina transporte mediado al proceso en el cual partículas pasan a través de la membrana celular utilizando macromoléculas proteicas a manera de vehículos. Estas moléculas transportadoras pueden tener, además, la capacidad de romper los enlaces de alta energía del adenosintrifosfato (ATP), por lo cual el transporte mediado siempre adopta una de las siguientes modalidades.

- transporte activo primario
- transporte activo secundario
- difusión facilitada

TRANSPORTE ACTIVO PRIMARIO

Es el transporte de moléculas o iones por medio de proteínas transportadoras, con gasto de energía, en contra de un gradiente químico. La proteína transportadora es una ATPasa que desdobla el ATP y utiliza la energía directamente para traslocar la partícula en contra de un gradiente de concentración, por ejemplo para transportar iones sodio al exterior de la célula a pesar de que este ion se encuentra en mayor concentración en el líquido extracelular que en el intracelular. Este continuo traslado de sodio es imprescindible para evitar el estallido osmótico de la célula y se ha calculado que consume el 43% de toda energía gastada por el organismo humano.

Estos transportadores suelen llamarse bombas iónicas.

BOMBA DE SODIO Y POTASIO

Consiste en una proteína con actividad ATPasa que transporta iones sodio al exterior de la célula y en la fase opuesta de su ciclo transporta al interior iones potasio. Es electrógena pues su estequiometría es de tres iones so-

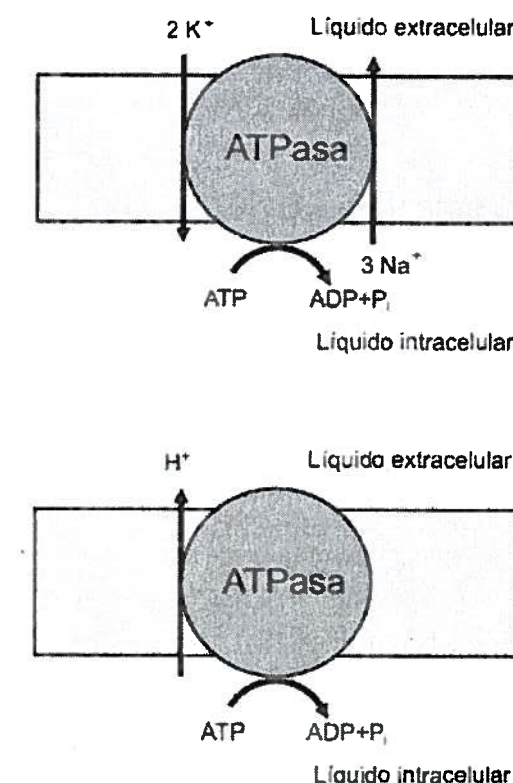


Fig. 3-2. Arriba: la Na⁺/K⁺ATPasa o bomba de sodio y potasio; abajo: la ATPasa dependiente de H⁺ o bomba de hidrógeno. Tal vez para evitar el uso de este nombre que coincide con el de un arma nuclear, se usa el término bomba de protones.

dio por cada dos iones potasio. Se encuentra en todas las células pues su función fundamental es contrarrestar el gradiente osmótico generado por el efecto Donnan de las proteínas y otros aniones no difusibles.

BOMBA DE HIDRÓGENO

Es una ATPasa dependiente de ion hidrógeno que se encuentra en la membrana apical de las células epiteliales de los túbulos distales. Secreta activamente iones H⁺ a la luz tubular, en contra del gradiente químico de este ion.

BOMBA DE CALCIO

Es una proteína similar a la de la bomba de sodio y potasio, que puede llamarse Ca⁺⁺ - ATPasa. Su función fundamental es transportar activamente iones calcio al exterior, lo cual genera un gradiente extracelular / intracelular de 10.000 a 1. En las células musculares se ubica

también en las membranas del retículo sarcoplásmico, encargándose de retirar iones calcio del citosol para que se produzca la relajación.

TRANSPORTE ACTIVO SECUNDARIO

En otros tipos de transporte mediado la proteína transportadora no posee actividad ATPasa y por lo tanto su papel en el transporte es el de proporcionar un vehículo para pasar a través de un medio en el cual la sustancia no es soluble o tiene poca permeabilidad. La energía para el traslado se obtiene de una manera muy creativa: la disipación del gradiente químico de sodio. En efecto, si este ion se mueve hacia el interior de la célula a favor de un gradiente de concentración, en lugar de recibir un trabajo y gastar energía la estaría entregando. Esto ocurrirá siempre que la concentración intracelular de ion sodio sea menor que en el medio extracelular. La bomba de sodio y potasio, o Na^+ / K^+ ATPasa, se localiza en las membranas basolaterales de las células que forman las barreras epiteliales, extrayendo iones sodio y permitiendo que en la parte apical de la célula epitelial ingrese sodio. En otras palabras, a medida que el ion sodio entra a la célula se libera un tipo de energía potencial almacenada en el gradiente de concentración existente (por algo el gradiente de concentración se denomina también potencial químico). Esta energía cedida, que ahora puede comprenderse que proviene de la disipación del gradiente químico de sodio, es utilizada para que la proteína modifique su forma o posición, o ambas, para que el ion sodio sea transportado al interior de la célula.

El papel de la proteína transportadora no es solamente mantener al ion durante el transporte en un sitio en la molécula (locus). Además, para hacer el evento más probable, se ocupa de mantener la electroneutralidad durante el trans-

porte. En efecto, transportando otro ion o iones en otros locus disponibles, puede acompañar al ion sodio con otro ion de carga negativa o intercambiarlo, con traslado en sentido contrario, por un ion de carga positiva.

Las alternativas mencionadas en el párrafo anterior dan lugar a las variantes del transporte activo secundario:

Cotransporte

El transporte activo de un ion crea un gradiente eléctrico que facilita el transporte simultáneo, en el mismo sentido y sin gasto de energía adicional, de un ion de carga opuesta. Esto ocurre, por ejemplo, con el transporte activo secundario de glucosa y aminoácidos en el epitelio intestinal, acoplado al transporte primario de sodio. Este tipo de transporte se denomina también simporte.

Contratransporte

La energía liberada por una ATPasa trasloca simultáneamente dos iones del mismo signo en sentido contrario. Por ejemplo, el intercambio Na^+ / H^+ en las células epiteliales de los túbulos proximales renales. Esta forma de transporte se denomina también antiporte.

Obsérvese que en ambas variantes el ion cotransportado debe ser uno que por su carga mantenga el equilibrio eléctrico.

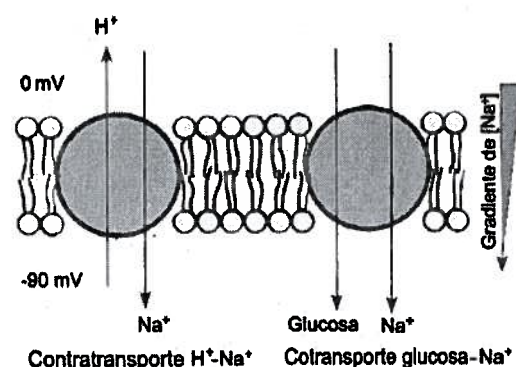


Fig. 3-4. Transporte activo secundario. Una sustancia es transportada en sentido igual o contrario al del movimiento del sodio. No se muestra el transporte activo primario de sodio que crea el gradiente de este ion, transporte provisto por la bomba de sodio y potasio.

Merece atención especial el intercambio H^+ / K^+ en las células parietales del estómago. Este proceso, que parece análogo al contranporte sodio-hidrógeno, no es un caso de transporte activo secundario, **es un proceso de transporte activo primario**. En efecto, dispone de su propia fuente de energía pues el sistema transportador es una H^+ / K^+ ATPasa. Además, el proceso no está acoplado al transporte activo de sodio y la disipación de su gradiente químico.

DIFUSIÓN FACILITADA

Es el transporte que utiliza un transportador pero sin ningún gasto de energía, por lo cual solamente puede ocurrir a favor de un gradiente de concentración. Este mecanismo explica el transporte de glucosa y fructosa al interior de muchas células.

Los mecanismos de transporte por medio de proteínas transportadoras (transporte activo y difusión facilitada) tienen en común el uso de proteínas de membrana, la saturabilidad y la selectividad.

Saturabilidad

Cuando todas las moléculas de transportador están ocupadas en la traslocación los incrementos de la concentración de soluto no determinan cambios en la velocidad de transporte (saturación).

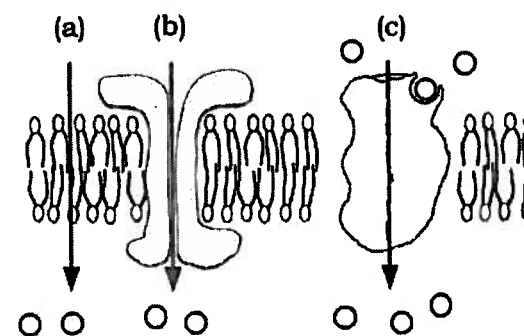


Fig. 3-5. Difusión. (a) a través de la matriz lipídica. (b) a través de canales iónicos. (c) difusión facilitada.

Selectividad

La proteína transportadora es específica para determinadas sustancias, con las cuales tiene afinidad para combinarse.

MOVIMIENTO PASIVO DE SUSTANCIAS

DIFUSIÓN

Es el movimiento de sustancias —dentro de un medio o entre dos medios— debido a su actividad cinética, tendiendo a una distribución homogénea. El movimiento puede producirse dentro de una solución o entre dos compartimientos separados por una membrana permeable, pero siempre siguiendo un gradiente de concentración de la sustancia.

La intensidad del movimiento por difusión está determinada por la primera ley de Fick, establecida por Adolf Fick en 1855:

$$\frac{ds}{dt} = D \cdot A \cdot \frac{dC}{dx}$$

ds / dt es la velocidad de difusión.

D es el coeficiente de difusión de cada sustancia y para cada medio. Este parámetro viene determinado por varias propiedades de la partícula o molécula, especialmente su peso molecular, su carga eléctrica y su solubilidad en el medio.

A es el área o superficie (por ejemplo superficie de la membrana en cm^2).

dC es la diferencia de concentración o gradiente químico.

dx puede considerarse como distancia o como espesor de la membrana, según que la difusión sea dentro de un medio líquido único o a través de una membrana.

ÓSMOSIS

Es el paso de agua entre dos compartimientos separados por una membrana semipermeable, pasando al que tiene mayor concentración de solutos (sustancias disueltas). La causa de este fenómeno es el gradiente de concentración de agua que existe entonces, ya que la presencia de mayor cantidad de solutos "diluye" al agua. Se produce así una simple difusión de agua siguiendo su gradiente de concentración. La ósmosis requiere que exista una membrana semipermeable, esta es una membrana que deja pasar el agua pero no las partículas disueltas. La ósmosis continúa hasta que la concentración de partículas sea la misma a ambos lados de la membrana. La fuerza que causa la ósmosis se denomina presión osmótica, y es mayor en el compartimiento con mayor concentración de partículas osmóticamente activas. Clásicamente se denomina así a las partículas que no difunden a través de una membrana selectiva y por ello ejercen presión osmótica, ya que al desaparecer de un compartimiento dejan de ejercer dicha presión. Sin embargo, no debe perderse de vista que entonces *pasan a ejercer presión osmótica en el otro compartimiento*. Por lo tanto, el autor cree que una partícula nunca deja de ser "osmóticamente activa", de manera que lo único que importa es si se encuentra o no en el compartimiento. Recomendamos, entonces, reemplazar la expresión "número de partículas osmóticamente activas", habitualmente mal comprendida, por "*número efectivo de partículas*", ya que la palabra clave es "número" y no "activas".

OSMOLARIDAD

La osmolaridad de una solución es la concentración de partículas disueltas, expresada en osmoles por litro. Las partículas disueltas más importantes para la osmolaridad de una solución son los iones de sodio. Se estima que

por la presión osmótica cada ion sodio retiene con él 120 moléculas de agua.

La mayor parte de la osmolaridad del líquido extracelular depende del ion sodio y sus aniones acompañantes como el cloruro y el carbonato. En menor medida depende de la concentración de glucosa, urea y otros. Por ello es posible calcular la osmolaridad de los líquidos corporales a partir de la siguiente fórmula, que incluye unas constantes que permiten obtener el resultado en mOsm/L:

$$\text{Osm} = 2 \times \text{Conc. de Na}^+ \text{ en mEq/L} + 0,055 \times \text{conc. de glucosa en mg/100 mL} + 0,36 \times \text{BUN en mg/100 mL}$$

La expresión BUN corresponde al nitrógeno no proteico (urea y creatinina del plasma).

Si la osmolaridad calculada con este método no coincide con la osmolaridad establecida por el descenso crioscópico, se puede deducir que existen sustancias extrañas, por ejemplo alcohol, sustancias tóxicas, etc.

La osmolaridad teórica de los líquidos corporales es de aproximadamente 300 miliosmoles por litro, pero la osmolaridad efectiva (denominada osmolaridad corregida) es ligeramente menor, estimada en 282 mOsm / L. Ello se debe a que una parte de los electrolitos se encuentra unida entre sí debido a las cargas eléctricas. Una solución con igual osmolaridad que el plasma se denomina isotónica (iso = igual), si se pone en contacto con células corporales no ocurre ningún cambio. Son soluciones isotónicas: cloruro de sodio al 0,9% y glucosa al 5%, que si se inyectan en la sangre no causan ningún movimiento osmótico.

Las soluciones hipotónicas son las que tienen menor osmolaridad que el plasma; si se inyectan a la sangre pasan rápidamente a los tejidos. Si se sumergen células corporales en estas soluciones se hinchan por la entrada de agua a su interior. Si la osmolaridad es suficientemente baja, se rompen. Así, por ejemplo, ocurre hemólisis cuando se exponen los eritrocitos

a una solución de cloruro de sodio al 0,44%. Esta solución tendría la mitad de la osmolaridad normal de los líquidos corporales.

Las soluciones hipertónicas son más concentradas que los líquidos corporales. Si se inyectan en la sangre aumentan la concentración del plasma y atraen agua del líquido intersticial hacia la sangre. Si las células corporales se exponen a estas soluciones, el agua intracelular difunde al exterior disminuyendo su tamaño.

PRESIÓN OSMÓTICA

Es la fuerza que tiene una solución o dispersión para causar ósmosis hacia el compartimiento en el cual se encuentra. Se la puede medir aplicando una presión en sentido opuesto hasta detener la ósmosis, por esta razón se expresa en mm Hg. Depende de la concentración de solutos en número de partículas disueltas, sin importar su tamaño ni su peso molecular. Si en ambos compartimientos hay solutos disueltos, el movimiento del agua se producirá hacia el lado que contenga mayor concentración de partículas disueltas y, por ello, mayor presión osmótica. La causa real es, como se ha dicho en el apartado anterior, el propio gradiente químico del agua pero, quíerese o no, la presión osmótica se presenta a nuestra imaginación como una fuerza que ejerce succión sobre el agua del otro compartimiento.

La ósmosis fue observada por primera vez por el abad Jean Antoine Nollet en 1734, y des-

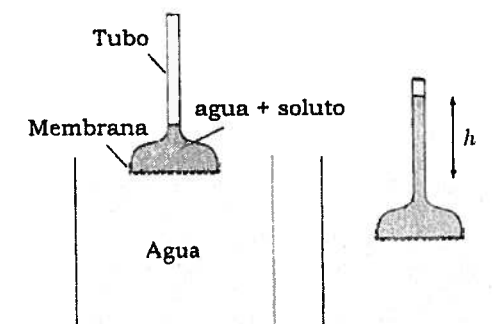


Fig. 3-6. Observación de la ósmosis y fundamento de la medición de la presión osmótica, que es proporcional a la altura hasta donde llega la solución dentro del tubo.

crita por Henry Dutrochet desde 1825. En 1877 el botánico Wilhelm Pfeffer fue el primero en medir la presión osmótica; sin embargo, no logró establecer ninguna relación con la concentración. Henricus van't Hoff fue el primero que cuantificó el fenómeno estableciendo las leyes que la rigen. En 1886 van't Hoff propuso que las soluciones diluidas tienen las mismas propiedades que los gases, y estableció la ecuación que lleva su nombre.

$$\pi = i n R T$$

donde

π = presión osmótica en atmósferas

i = factor de van't Hoff

n = concentración molar en moles x litro

R = constante universal de los gases: 0,082

T = temperatura absoluta ($37^\circ \text{C} = 310 \text{ K}$)

El factor de van't Hoff, puede explicarse como el grado de disociación de la sustancia disuelta; así, para la glucosa y otras sustancias que no se disocian es 1, mientras que para el cloruro de sodio es 2, ya que cada molécula de esta sal provee en solución dos partículas.

Si se considera directamente la concentración osmolar, ya que ésta es el producto de la concentración molar por el grado de disociación, la ecuación puede reescribirse así:

$$\pi = C R T$$

donde C es la concentración osmolar en osmoles por litro y sustituye al producto im .

Aplicando la ley de van't Hoff, la presión osmótica de una solución con una concentración de un osmol por litro, a la temperatura corporal, se calcula en 25,4 atmósferas; como una atmósfera es igual a 760 mm Hg, esta presión equivale a poco más de 19.300 mm Hg.

La incidencia directa de la osmolaridad sobre la presión osmótica puede resumirse así:

por cada miliosmol por litro de gradiente osmolar produce una presión osmótica de 19,3 mm Hg.

La presión osmótica calculada por la ley de van't Hoff es modificada por el coeficiente de

reflexión de las partículas (capacidad de mantenerse dentro del compartimiento) que se representa con el símbolo σ (letra griega sigma minúscula) y cuyo valor es como máximo 1.

Además, la presión osmótica efectiva es menor que la teórica cuando se trata de moléculas disociables. Por ejemplo, en el caso del cloruro de sodio alrededor del 10% de los iones están aleatoriamente unidos en forma de cloruro de sodio en un momento dado, como se mencionó bajo el título **osmolaridad**, por lo tanto el factor de van't Hoff es la práctica no es 2 sino 1,8.

Jacobus Enricus van't Hoff recibió el Premio Nobel de Química la primera vez que fue otorgado, en 1901. En 1884 Svante August Arrhenius había presentado en una tesis la disociación electrolítica, que incluía algo similar al factor de van't Hoff, pero el concepto fue rechazado. Después de lo de van't Hoff, hubo que hacer justicia: Arrhenius recibió el Premio Nobel de Química en 1903.

MEDICIÓN DE LA PRESIÓN OSMÓTICA

En toda medición se puede conocer la magnitud de una fuerza por el valor de otra que la iguale. Entonces, **la presión osmótica puede conocerse por el valor una fuerza opuesta**

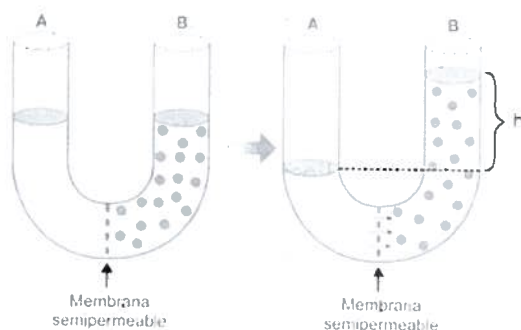


Fig. 3-7. Medición de la presión osmótica.

que la detenga. Si se tiene un tubo en U con una membrana semipermeable en la parte inferior (fig. 3-7) y se llenan ambas ramas de la U, una con agua pura y la otra con una solución de cierta concentración osmolar, se producirá el paso de agua hacia el compartimiento con la solución más concentrada de manera que ascenderá el nivel del agua en este último. Al mismo tiempo disminuirá el nivel del agua en el otro, y el fenómeno continuará hasta que lo detenga el peso de la columna líquida en la rama con el nivel más elevado. Si la diferencia de nivel en este momento es de 10 cm de agua se dice que la presión osmótica de la solución es de 10 cm de agua o 7,3 mm Hg.

Se puede verificar este valor en mm Hg recordando que la densidad del mercurio es 13,6 veces mayor que la del agua, por lo tanto 10 cm de agua = 0,735 cm de mercurio = 7,35 mm Hg.

La presión osmótica en pascuales se calcula por la ecuación: $P = \mu \cdot g \cdot h$

donde se multiplican la densidad del agua, la aceleración de la gravedad y la diferencia de altura entre los dos niveles.

La relación pascal / mm Hg es 133,3. Por ejemplo, una atmósfera es igual a 101.300 pascuales y a 760 mm Hg.

La primera medición de la presión osmótica fue realizada por Pfeffer, quien midió la presión osmótica de una solución de glucosa al 1% y encontró un valor inesperadamente elevado: 0,66 atmósferas.

EQUILIBRIO DONNAN

Es un estado de equilibrio muy peculiar que se observa a los lados de una membrana selectiva cuando en uno de los lados existe un ion no difusible.

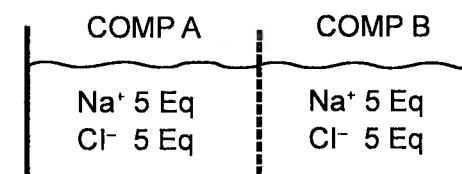
El fenómeno se debe a que los iones no difusibles, de mayor tamaño y carácter polivalente, no acompañan la distribución que hubie-

ran seguido los iones difusibles por sí mismos, en consecuencia éstos no pueden alcanzar el equilibrio químico (a iguales concentraciones) a través de la membrana, pues ello causaría un desequilibrio eléctrico. Dado que los iones no difusibles no se mueven, son los iones difusibles los que deben distribuirse de manera que se llegue a una condición estable de equilibrio de fuerzas, para lo cual deben quedar forzadamente en desequilibrio químico.

Veamos una demostración por etapas, en la cual denominaremos lado A al que contiene los iones no difusibles:

Consideremos dos compartimientos separados por una membrana selectiva, que por definición deja pasar los iones pequeños pero no las proteínas.

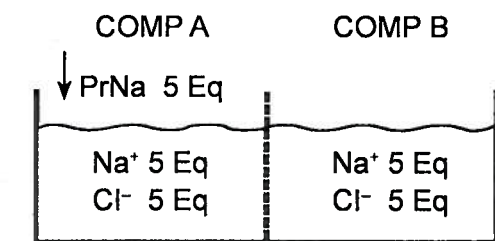
En cada compartimiento colocamos 5 equivalentes de cloruro y 5 equivalentes de sodio.



Si se añade a cualquiera de los compartimientos una cantidad adicional de sodio o cloruro o ambos, los iones añadidos se distribuirán en partes iguales a cada lado de la membrana ya que ésta deja pasar los electrolitos, los cuales se desplazarán por difusión hasta llegar al equilibrio.

Si, en cambio, se añade a uno de los compartimientos una cantidad de iones no difusibles, se observará la siguiente secuencia de eventos:

1. Si se añade al compartimiento A 5 equivalentes de Proteinato de sodio, éste se disociará dando 5 equivalentes de proteinato y 5 de sodio.



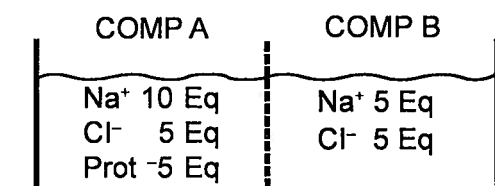
2. La cantidad de iones presentes será, inicialmente:

En el compartimiento A:

10 equivalentes de ion sodio + 5 equivalentes de ion cloruro + 5 equivalentes de proteinato.

En el compartimiento B:

5 equivalentes de ion sodio y 5 equivalentes de ion cloruro, es decir la misma cantidad presente hasta ahora.



3. Como en esta situación hay una diferencia de concentración de iones sodio, éstos difundirán desde el compartimiento A hasta el compartimiento B.

4. Si todos los iones fueran difusibles se distribuirían simplemente en partes iguales, por ejemplo 7,5 equivalentes de sodio a cada lado de la membrana. Sin embargo, el desplazamiento de sodio hacia el compartimiento B se encuentra limitado por el hecho de que el compartimiento A quedaría negativo, de manera que los iones sodio deben difundir acompañados de una cantidad igual de iones difusibles de la carga contraria (cloruro).

5. Si se observa el hecho aisladamente, los iones sodio podrían difundir hasta alcanzar su propio equilibrio acompañándose de la cantidad adecuada de iones cloruro, pero el desplazamiento de estos iones se vería limitado cada vez más por la generación de un gradiente en

contra, de manera que la difusión equilibradora de cloruro sólo puede ocurrir hasta cierto punto.

6. Este punto final de equilibrio no es de simple equilibrio químico, sino el resultado del balance de las fuerzas químicas y eléctricas.

Como se ha visto, la existencia de iones no difusibles (en este caso la proteína) obliga a los iones difusibles a una distribución forzosamente desigual. La distribución resultante a partir de las cantidades utilizadas en el ejemplo se observa en el esquema siguiente:

COMP A	COMP B
Na ⁺ 9 Eq	Na ⁺ 6 Eq
Cl ⁻ 4 Eq	Cl ⁻ 6 Eq
Prot -5 Eq	

En la demostración observamos que la distribución de los iones monovalentes difusibles se realiza mediante difusión de una manera previsible, hasta que se cumpla la siguiente relación:

$$\frac{\text{cationes lado A}}{\text{cationes lado B}} = \frac{\text{aniones lado B}}{\text{aniones lado A}}$$

$$9/6 = 1,5 \quad \text{y} \quad 6/4 = 1,5$$

Multiplicando en cruz, se obtiene una ecuación (llamada ecuación de Gibbs-Donnan) que forzosamente también se cumple ya que deriva de la relación anterior:

Cationes X aniones en lado A = cationes X aniones en lado B

En este caso, $9 \times 4 = 36$ y $6 \times 6 = 36$

Estos postulados se cumplen con las siguientes condiciones:

- Se aplican solamente a los iones difusibles.
- Cuando se consideran solamente dos especies atómicas.

c) Cuando los iones son monovalentes.

En el organismo, debido a la participación de muchas especies atómicas, la relación entre la concentración de sodio extracelular e intracelular no es de 1,5 a 1 (proveniente de 9/6 en el ejemplo) sino de 140 a 14 aproximadamente.

Consecuencias del fenómeno de Donnan

1- Se produce un gradiente químico de iones. En efecto, el sodio y el cloruro son más abundantes en el medio extracelular que en el intracelular. En cambio, el potasio se caracteriza por su abundancia intracelular. El gradiente químico permite la difusión de los iones y la actividad electrofisiológica de las células.

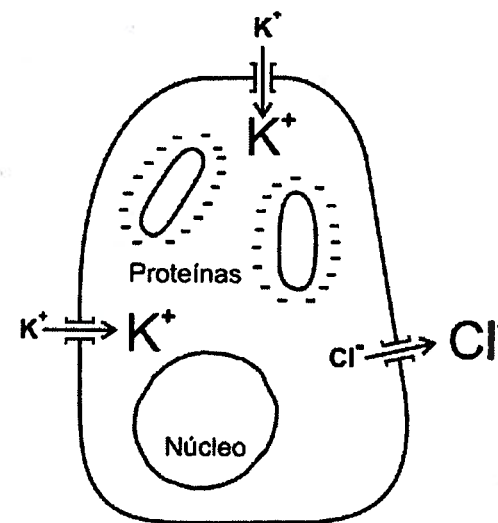


Fig. 3-8. Representación muy simplificada del efecto Donnan. La presencia de aniones fijos intracelulares determina la retención de potasio dentro de la célula y la repulsión de cloruro hacia afuera.

2- Se genera un gradiente de presión osmótica favorable al lado en que se encuentran los aniones monovalentes no difusibles. Se debe a que, una vez llegado al equilibrio de Donnan, hay mayor cantidad de partículas en solución en el lado en que se encuentran las partículas no difusibles.

3- Diferencia de potencial entre ambos lados de la membrana. Por regla general el ion polivalente da al compartimiento en que se encuentra un potencial eléctrico del mismo signo que el de su carga, pero como en el organismo

el papel de ion polivalente es ejercido por proteínas, sulfatos y fosfatos (aniones), corresponde hablar de un potencial eléctrico negativo.

La instalación de una diferencia de potencial transmembrana debido a la presencia de los aniones no difusibles intracelulares se concreta de dos maneras:

a) El gradiente químico determina una difusión continua de iones potasio hacia el exterior de la célula, difusión que encuentra su punto de equilibrio cuando el mismo proceso establece una electronegatividad interna que lo compensa. Este proceso se cuantifica por la ecuación de Nernst, que se estudia más adelante.

b) Como la situación determinada por el fenómeno de Donnan causa una mayor concentración de solutos en el compartimiento intracelular, la bomba de sodio y potasio debe combatir constantemente la hipertonicidad intracelular para evitar el aumento de volumen de la célula; la actividad de la bomba de sodio y potasio transporta tres iones de sodio al exterior por cada dos de potasio transportados al interior. Este intercambio tiene como resultado la pérdida de partículas con el objeto de combatir la presión osmótica, pero ello implica al mismo tiempo la pérdida de iones positivos, de manera que, la actividad de la Na^+/K^+ es electrógena. Adicionalmente, mantiene la alta concentración de iones potasio en el medio intracelular, permitiendo que se perpetúe la difusión de este ion al exterior.

Se llega a producir así una ligera negatividad interna aunque no significativa, ya que la cantidad total de cargas positivas y negativas se mantiene aproximadamente igual, considerando neutra la carga total de cada compartimiento. Aún así, existe una concentración de cationes inmediatamente por fuera de la membrana celular y de aniones inmediatamente por dentro de la membrana, es decir estas cargas se concentran especialmente a cada lado, como ocurriría si se tuvieran unos imanes a un lado de un papel y limaduras de hierro al otro lado. El principal causante de esto probablemente sea la difusión de potasio al exterior, arrastrando cargas negativas que no pueden salir de la célula tan fácilmente como el potasio y se concentran en el lado interno.

LECTURAS RECOMENDADAS

- Sybesma, C. *Biophysics. An Introduction*. Kluwer Academic Publishers, Dordrecht, Netherlands, 1989.
- Weiss, T.F. *Cellular Biophysics*. Massachusetts Institute of Technology. Cambridge, 1996.
- Parisi, M. *Temas de Biofísica*. McGraw Hill Interamericana. Santiago, 2001.
- Rhoades, R.A., Tanner, G.A. *Fisiología Médica*. 2ª Ed. Lippincott, William & Wilkins Baltimore, 2003

4

Potenciales de membrana y potenciales de acción

Propiedades eléctricas de la membrana celular

Potencial de reposo y potencial de acción

Conducción nerviosa

Registro de potenciales de acción

Osciloscopio de rayos catódicos

POTENCIALES DE MEMBRANA

Propiedades eléctricas de la membrana celular. Los canales iónicos de la membrana celular pueden ser comparados con resistencias de alto valor (cuando están cerradas) o de bajo valor (cuando están abiertas); por otro lado, la bicapa lipídica puede ser comparada a un condensador o capacitor.

La capacidad de la membrana celular es de $1 \text{ mF} / \text{cm}^2$ (1 microfaradio por cm^2 de membrana). $1 \text{ F} = 1 \text{ C/V}$

Los canales iónicos y la bicapa lipídica de la membrana celular conforman en conjunto una estructura comparable a una serie de resistencias y condensadores asociados en paralelo.

En condiciones de reposo la resistencia para el cloruro y el potasio es baja, y es alta para el sodio y el calcio (los canales cerrados representan resistencias), por lo tanto la conductancia para el cloruro y el potasio es alta y para el sodio y el calcio es baja.

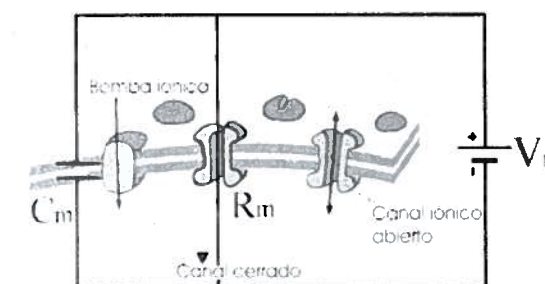


Fig. 4-1. Circuito eléctrico equivalente de la membrana celular. Los canales iónicos cerrados representan la resistencia (R_m). La bicapa lipídica actúa como un condensador (C_m). V_m =diferencia de potencial.

Se denomina conductancia (g) a la facilidad para el paso de iones a través de los canales iónicos incluyendo la influencia de los gradientes eléctricos, por ello se suele usar el término conductancia en un contexto eléctrico. La permeabilidad es la facilidad de paso por difusión, en general, por lo cual su contexto es químico.

La unidad para expresar potencial y diferencia de potencial es el voltio. Se define al voltio como el cociente Joule / Coulomb. En otras palabras, la diferencia de potencial entre dos puntos es de 1 voltio cuando se requiere un trabajo de 1 Joule para mover una carga de 1 Coulomb entre un punto y otro. Así, la unidad voltio expresa también una fuerza electromotriz.

ORIGEN DEL POTENCIAL DE MEMBRANA

El potencial registrado a ambos lados de la membrana celular se caracteriza, como ya hemos visto, por una electropositividad externa y una electronegatividad interna, es decir que existe una diferencia de potencial **transmembrana**. Por convención se expresa este potencial como el registrado en el lado interno de la membrana.

Potencial de equilibrio. Cuando existe una diferencia de concentración para un determinado ion, éste difundirá hacia el lado en que se encuentra en menor concentración; de acuerdo con las concentraciones del sodio y potasio podemos afirmar que el sodio tendrá tendencia a entrar dentro de la célula y el potasio a salir. Sin embargo, el movimiento iónico llegará a ser nulo una vez que el mismo movimiento genere un potencial eléctrico que retenga al ion en el compartimiento que quiere abandonar. En resumidas cuentas, el potasio saldrá fuera de la célula impulsado por el gradiente de concentración hasta que la electronegatividad cada vez mayor mantenga a estos cationes dentro de la célula.

El potencial de equilibrio es el potencial que contrarresta el efecto del gradiente de concentración de un ion, y puede calcularse por la Ecuación de Nernst.

La ecuación original creada por Walter Nernst es:

$$V = \frac{RT}{ZF} \ln \frac{C_i}{C_e}$$

donde Z es la valencia del ion, C_i es la concentración interna y C_e la concentración externa. R es la constante universal de los gases = 8,31 J / mol · K

T es la temperatura absoluta = 310 K si se considera la temperatura corporal

F es la constante de Faraday: 96.500 C / mol.

Para convertir los logaritmos naturales de esta ecuación a logaritmos decimales el cociente C_i / C_e se multiplica por 2,3.

El resultado de $\frac{RT}{F} \cdot 2,3$ es 0,061 V, es decir 61 mV

La ecuación queda entonces:

$$V = \frac{61}{Z} \log \frac{C_i}{C_e}$$

donde Z es la valencia del ion incluido el signo, C_i es la concentración interna y C_e la concentración externa. Convencionalmente el resultado obtenido corresponde al potencial del lado interno de la membrana expresado en milivoltios.

Para calcular el potencial de equilibrio para el sodio y el potasio, como ambos son cationes monovalentes (valencia = +1) el denominador +1 cambia al numerador con signo cambiado y se utiliza la ecuación:

$$VEq \text{ (en mV)} = -61 \log \frac{C_i}{C_e}$$

Teniendo en cuenta sus concentraciones interna y externa el potencial de equilibrio para el potasio resulta ser teóricamente -94 mV y el del sodio -61 mV.

Según la ecuación de Nernst se deduce que el potencial de equilibrio es, considerando el lado interno de la membrana, positivo para el sodio y el calcio y negativo para el potasio y el cloruro.



Fig. 4-2. Walter Nernst, ganador del Premio Nobel de Química 1920, recordado en estampillas (sellos postales) de su país, Suecia.

Potencial de reposo. Cuando una célula excitable no es afectada por ningún estímulo, el potencial transmembrana es denominado potencial de reposo.

El potencial de membrana en reposo está determinado por:

La difusión de iones debido al desequilibrio químico producido por el fenómeno de Donnan. Aplicando la ecuación de Nernst podemos verificar que el potencial de reposo tiene un valor cercano al potencial de equilibrio para el potasio.

El bombeo de cargas positivas al exterior por parte de la bomba de sodio y potasio ($\text{Na}^+\text{K}^+\text{ATPasa}$).

La presencia de aniones no difusibles en el interior de la célula: proteínas, sulfatos y fosfatos.

El potencial de reposo de las principales células excitables es:

Músculo cardíaco ventricular: -95 mV

Fibra nerviosa y fibra muscular: -90 mV

Fibras de Purkinje: -85 mV

Soma de la neurona: -70 mV

Músculo liso: -55 a -60 mV

Células del nódulo sinoauricular: -55 a -60 mV.

Considerando el espesor de la unidad de membrana, de unos 7,5 nm, el campo eléctrico (en voltios por metro) en el interior de la membrana de una fibra nerviosa es de:

$$(0,09 \text{ V}) (7,5 \cdot 10^{-9} \text{ m}) = 6,75 \cdot 10^{-10} \text{ V/m}$$

Cambios de la polaridad: despolarización e hiperpolarización

Cualquier cambio del potencial de reposo llevando el potencial hacia el cero se denomina despolarización, pues en este caso la polarización disminuye. No importa la magnitud del cambio. En condiciones fisiológicas ocurre por el ingreso de cationes al interior de la célula.

El fenómeno opuesto es el cambio del potencial haciéndose más negativo, es decir alejándose del cero, lo cual recibe el nombre de hiperpolarización. Ocurre por la disminución de la entrada de cationes, la entrada de aniones o la salida de cationes.

Potencial de acción. Es el cambio rápido y transitorio del potencial de membrana, llegando a la inversión del potencial, es decir a una positividad interna. Para ser considerado potencial de acción este cambio debe propagarse: a los potenciales locales no se los considera potenciales de acción. Cada potencial de acción es una despolarización de suficiente magnitud para producir una respuesta en la célula excitable. **El umbral de excitación** es la magnitud mínima que debe tener la despolarización para convertirse en potencial de acción. En la mayoría de las células excitables este cambio del potencial debe ser de alrededor de +20 mV, necesario para que se abran las compuertas activadas por voltaje. Si el potencial de reposo es de -90 mV, un cambio de +20 mV se establecerá cuando el potencial de membrana llegue a -70 mV. A este último valor se denomina **potencial umbral**.

Durante el potencial de acción se suelen alcanzar potenciales internos de +45 o +55 mV, valores cercanos al potencial de equilibrio para el sodio, lo cual demuestra que el potencial de acción se debe esencialmente a la difusión de este ion.

La visualización de los potenciales de acción en el osciloscopio de rayos catódicos muestra la positividad alcanzada como un pico que recibe el nombre de "overshoot" y podemos llamar **sobrepico**.

Tipos de potencial de acción

-Potenciales de espiga, en los que la despolarización va seguida rápidamente de una repolarización. Es el tipo de potencial de acción que se observa en las fibras nerviosas y las fibras musculares. El nombre "espiga" o aguja hace referencia a su breve duración, aproximadamente 3 ms.

-Potenciales en meseta, en los que la repolarización tarda en presentarse y por lo tanto la despolarización es prolongada. Potenciales de

este tipo se observan en el músculo cardíaco y en el músculo liso uterino. Su nombre hace referencia a la forma de las mesetas, superficie plana que puede tener la parte superior de las montañas.

En los potenciales de espiga la despolarización se produce por la entrada de sodio y la repolarización se consigue mediante la salida de potasio. Como esto restituye el potencial de reposo pero deja los iones "del lado equivocado", se necesita que en los intervalos entre los potenciales de acción la actividad de la bomba de sodio y potasio devuelva el sodio al exterior y el potasio al interior.

Partes del potencial en espiga en las fibras nerviosas

1. Despolarización lenta. Se debe al ingreso de sodio por acción del estímulo.
2. Despolarización rápida. Se debe a la apertura de canales para sodio activados por voltaje. Esto ocurre cuando se alcanza el valor predeterminado mencionado antes, llamado potencial umbral.
3. Repolarización. Se obtiene mediante la salida de potasio.

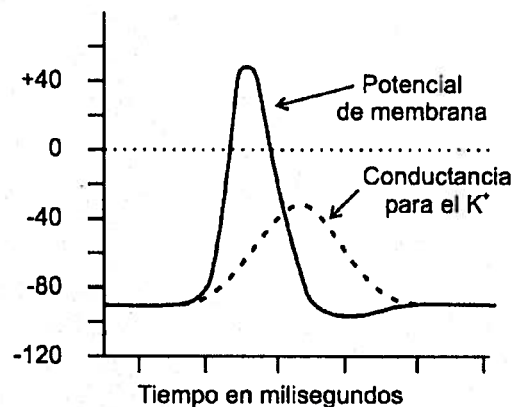


Fig. 4-3. Partes del potencial de acción en espiga. La parte del pico que se encuentra por encima de la línea de puntos que indica potencial cero se conoce como overshoot.

4. Hiperpolarización post-potencial. La primera parte se debe a un exceso de salida de potasio, mientras su conductancia todavía está aumentada; en este momento el ion potasio puede alcanzar su potencial de equilibrio

calculado teóricamente según la ecuación de Nernst. Si el post-potencial es prolongado la duración adicional se debe a la actividad de la $\text{Na}^+ - \text{K}^+$ ATPasa hasta que se logra el valor exacto del potencial de reposo.

Cambios de conductancia durante el potencial de acción

Durante la despolarización la conductancia para el sodio aumenta, produciéndose su ingreso al interior de la célula. La repolarización se va desarrollando a medida que aumenta la conductancia para el potasio. En este período la conductancia para el sodio ha disminuido, por esta razón no vuelve a salir debiendo hacerlo más tarde, como se ha dicho, por la acción de la bomba de sodio y potasio.

La relación entre conductancia y movimiento iónico a través de la membrana se explica matemáticamente como sigue: la conductancia que promueve el flujo iónico debe multiplicarse por la diferencia entre el potencial de membrana y el potencial de Nernst para el ion:

$$\text{Flujo iónico} = (V_m - E_{\text{ion}}) \times g$$

Esto significa sencillamente que a medida que el potencial de membrana se acerca al potencial de Nernst (potencial de equilibrio) para un ion, la conductancia se multiplica por una cifra cada vez menor y el flujo resultante disminuye.

El potencial en meseta, sus partes y sus causas, estudiaremos a propósito del músculo cardíaco.

Período refractario. El período de tiempo en el cual la fibra o célula excitable no puede volver a generar un potencial de acción se denomina período refractario. Si esta imposibilidad es absoluta, sin importar la intensidad del estímulo, se denomina período refractario absoluto o período refractario efectivo; corresponde a la despolarización y el inicio de la repolarización, mientras dura la inactivación de los canales de sodio. El período refractario

relativo es el período de tiempo en que se puede generar un nuevo potencial de acción con la condición de que el estímulo tenga una intensidad mayor que el umbral; se puede decir que el umbral está aumentado. Este período corresponde a la última parte de la repolarización, y se debe a que la conductancia para el potasio aún está elevada, lo cual contrarresta las corrientes de entrada de sodio a consecuencia de un eventual estímulo. Finaliza cuando termina la hiperpolarización postpotencial, es decir cuando se regulariza la conductancia para el potasio y coincidentemente también para el sodio.

La duración del período refractario absoluto en las fibras nerviosas es de 2 ms, de manera que la frecuencia máxima de potenciales de acción generados puede ser de hasta 500 por segundo.

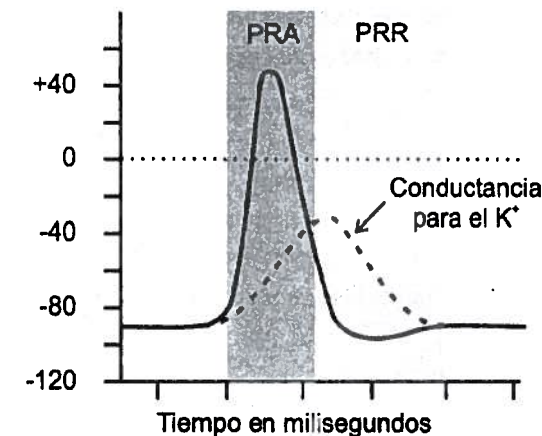


Fig. 4-4. Diferentes grados de refractariedad de la fibra nerviosa.

Estados de los canales iónicos

En total, los canales iónicos tienen tres estados posibles, los cuales citamos en el orden en que se encuentran desde que se inicia un potencial de acción.

- 1- abiertos;
- 2- inactivados, lo cual quiere decir que no responderán a un nuevo estímulo;
- 3- en reposo, lo cual quiere decir cerrados pero disponibles, pudiendo abrirse si el potencial alcanza un valor umbral.

PROPAGACIÓN DEL POTENCIAL DE ACCIÓN

Una vez que se produce un potencial de acción en la membrana, éste recorre toda la fibra nerviosa o muscular con las siguientes características:

- a) se propaga en todas direcciones, aunque por la forma de las fibras predomina una dimensión y podemos decir que propaga "a lo largo".
- b) la amplitud del potencial de acción se mantiene (propagación sin decremento).
- c) la propagación es del tipo todo o nada; es decir ocurre a lo largo de toda la fibra no pudiendo detenerse por el camino.
- d) la despolarización va seguida de la repolarización en el mismo sentido.

Ley del todo o nada: una vez aplicado un estímulo a una fibra muscular o nerviosa, la despolarización recorre toda la fibra o no lo hace en absoluto. La ley del todo o nada se cumple en: fibras nerviosas, fibras musculares esqueléticas, músculo cardíaco y unidad motora. No se cumple en el músculo considerado como tejido u órgano, solamente se cumple en la célula muscular aislada (la fibra).

Según que la fibra sea mielínica o amielínica, la conducción del potencial de acción puede ser:

Conducción continua. En las fibras amielínicas el cambio de potencial en el lado interno de la membrana se va propagando por vecindad, pero después de generarse localmente un potencial de acción en cada punto. Una vez despolarizada un área de la membrana se produce un circuito local en virtud del cual una corriente de cargas positivas se desplaza hasta los canales iónicos voltajedependientes de las áreas vecinas, proceso cuya velocidad varía inversamente con la resistencia interna de la fibra. Intentando explicar gráficamente esto digamos que el dipolo carga positiva-carga negativa (entre el interior y el exterior) es per-

pendicular a la dirección de propagación del impulso nervioso. Como consecuencia de ello para que ocurra la propagación el movimiento de iones debe ser perpendicular y luego longitudinal a la dirección de la propagación del impulso, haciendo una especie de "costura" de la membrana.

Para dar una interpretación útil al modelo del circuito local, muy difundido por cierto, se debe considerar que mientras unas cargas se desplazan para alcanzar los canales vecinos otras cargas se mueven en el proceso de repolarización.

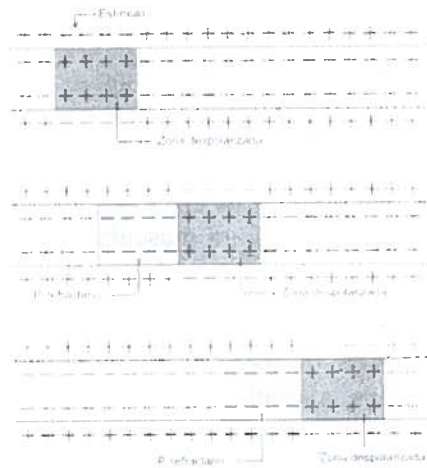


Fig. 4-5. Una de las formas de esquematizar gráficamente la propagación continua.

Conducción saltatoria. En las fibras mielínicas el dipolo mencionado antes no puede ser perpendicular, pues la mielina es eléctricamente impermeable. Entonces las cargas eléctricas recorren electrotonicamente un lado de la membrana celular sin detenerse hasta llegar a un nódulo de Ranvier, donde se produce el mismo circuito local que en las fibras amielínicas pero, al producirse entre dos nódulos, recorre la fibra con mayor velocidad. En efecto, solamente en los nódulos de Ranvier se producen potenciales de acción con flujo de dirección perpendicular a la membrana y el retardo correspondiente. Además de la ganancia de velocidad, la conducción saltatoria permite el ahorro de energía, ya que se requiere menos trabajo de la bomba de sodio y potasio.

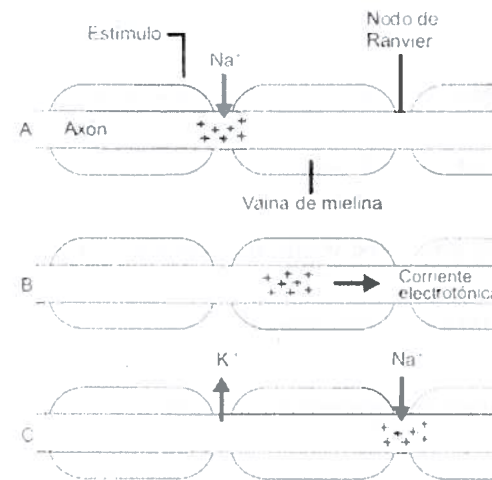


Fig. 4-6. Conducción saltatoria en las fibras mielínicas.

CLASIFICACIÓN FISIOLÓGICA DE LAS FIBRAS NERVIOSAS

Fibras tipo A: son mielínicas somáticas (de la motilidad voluntaria y la sensibilidad consciente). Su velocidad de conducción varía entre 15 y 120 m/s.

Fibras tipo B: son mielínicas vegetativas (del sistema nervioso autónomo). Su velocidad de conducción es de 3 a 20 m/s. Frecuentemente no se considera la existencia de fibras de tipo B, incluyéndoselas como fibras tipo A delgadas. Erlanger y Gasser limitan el uso de este nombre exclusivamente a las preganglionares simpáticas.

Fibras tipo C: son las fibras amielínicas. Su velocidad de conducción es de 0,5 a 2 m/s.

En anatomía se utiliza una clasificación que distingue cuatro categorías nombradas con números romanos. Esta clasificación solamente se aplica a fibras sensitivas.

REGISTRO DE LOS POTENCIALES DE ACCIÓN

Registro monofásico

Es el registro que se realiza con un solo electrodo, ubicado convencionalmente en el

interior de la célula o fibra. Es con este tipo de registro que se obtienen los gráficos comunes de potenciales de acción.

Registro bifásico (fig. 4-7). Se realiza con dos electrodos colocados en lugares distintos de la superficie externa, uno de ellos conectado a la terminal positiva y el otro conectado a la terminal negativa.

Cuando no se registra diferencia de potencial entre las dos posiciones, se observa una línea isoelectrica (diferencia de potencial cero).

Cuando hay distinta polaridad se observará una onda positiva o negativa, siguiendo esta regla: si hay diferencia de potencial y el electrodo positivo registra un potencial positivo, la onda o deflexión será positiva, si el electrodo positivo registra un potencial negativo la onda

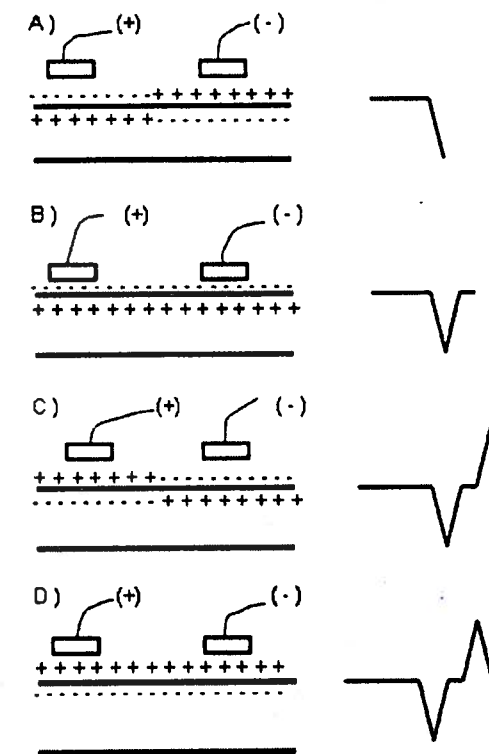


Fig. 4-7. Registro bifásico del potencial de acción. En este esquema un potencial de acción se propaga de izquierda a derecha. En (A) el electrodo positivo se encuentra cerca de una superficie negativa; por convención la aguja de registro debe desplazarse hacia abajo. En (B) ambos electrodos se encuentran cerca de una superficie negativa, la aguja inscriptora vuelve a la línea de base. En (C) la propagación de la despolarización hace que el electrodo positivo se encuentre cerca de una superficie positiva y la deflexión de la aguja es hacia arriba. En (D) ambos electrodos se encuentran cerca de una superficie positiva, por lo tanto, al no haber diferencia de potencial, el registro es cero.

será negativa. Por lo tanto cuando la despolarización llegue al primer electrodo el registro trazará un ascenso o un descenso al indicar valores positivos o negativos según la regla mencionada en este mismo párrafo.

Cuando ambos electrodos se hallan en zonas despolarizadas no se registrará diferencia de potencial, la aguja inscriptora se dirigirá nuevamente a la línea de base (diferencia de potencial cero).

La repolarización hará que se produzcan nuevamente ondas, esta vez en sentido contrario.

Obsérvese que el registro indica cero cada vez que no exista diferencia de potencial entre lo captado por ambos electrodos. No importa la polaridad ("signo"), sino que sea igual para ambos electrodos.

OSCILOSCOPIO DE RAYOS CATÓDICOS

El osciloscopio de rayos catódicos es un instrumento que permite observar en una pantalla los potenciales de acción del músculo y el nervio. También permite observar cualquier fenómeno que pueda traducirse en diferencias de potencial.

Los rayos catódicos son electrones con alta velocidad, producidos por medio del efecto termoiónico, que consiste en la emisión de electrones desde un material calentado a alta temperatura. La aceleración de estos electrones se debe a que durante la emisión se mantiene una gran diferencia de potencial entre cátodo y ánodo.

Propiedades de los rayos catódicos

1. Como son electrones son partículas de existencia material con carga eléctrica.
2. Pueden ser desviados por campos eléctricos y magnéticos.

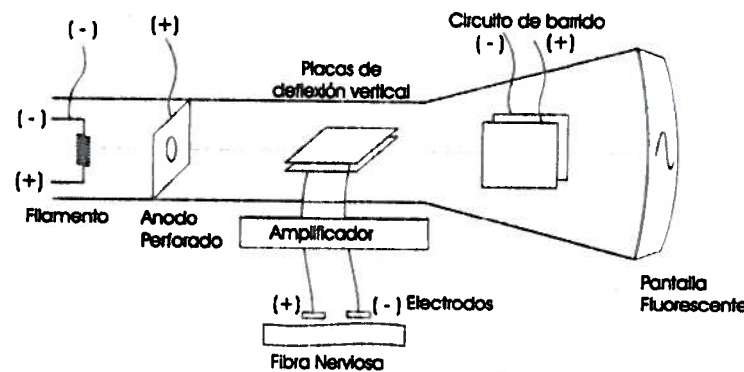


Fig. 4-8. Osciloscopio de rayos catódicos.

- Otra propiedad de los rayos catódicos es la de producir fluorescencia en ciertos materiales, especialmente los sulfuros. La fluorescencia es el cambio de longitud de onda de la luz y con ello del color (o una onda no visible se vuelve visible).
- Los rayos catódicos no atraviesan el vidrio.

Gracias a estas propiedades, si se desvían los rayos catódicos de acuerdo a las fluctuaciones de un potencial impactarán en una pantalla de material fluorescente dibujando los potenciales de acción.

Partes del osciloscopio de rayos catódicos

El **cátodo** está formado principalmente por el filamento que se calienta para emitir electrones. Éstos salen disparados hacia una lámina que cumple la función de **ánodo**. Esta lámina está perforada de tal manera que los electrones siguen su camino pasando luego entre las **placas de deflexión vertical**. Las fluctuaciones del potencial entre estas dos placas dependen de los potenciales registrados, los cuales llegan hasta las placas después de pasar por un amplificador. Así, los electrones se desplazan hacia arriba y hacia abajo dentro del campo eléctrico entre las placas. Para que puedan observarse imágenes similares al registro monofásico o bifásico del potencial de acción y no un simple punto ascendente y descendente en el mismo sitio, se disponen otras dos placas paralelas en

posición más distal, pero esta vez colocados verticalmente. Estas placas no están conectadas con el músculo, su función es imprimir a los electrones (y al punto de impacto) un desplazamiento de izquierda a derecha, por ello se las llama **placas de barrido**. El punto de impacto de los electrones, y los gráficos trazados, se visualizan en una **pantalla** por el fenómeno de fluorescencia.

Los circuitos del osciloscopio son cuatro:

- circuito de alimentación.
- circuito de aceleración (entre cátodo y ánodo).
- circuito de deflexión.
- circuito de barrido.

Con el osciloscopio se puede visualizar cualquier actividad electrofisiológica del organismo (ondas cerebrales, potenciales de acción del corazón, potenciales en las fibras nerviosas).

LECTURAS RECOMENDADAS

- Aurengo, A., Petitclerc, T. *Biofísica*. 3a Edición. Mc Graw Hill / Interamericana. Madrid 2008.
- Cotterill, R.M.J. *Biophysics*. An Introduction. John Wiley & Sons Ltd., Chichester, England, 2002.
- Drucker Colín, R. *Fisiología Médica*. Manual Moderno. México, 2005.
- Frumento, A.S. *Biofísica*. 3ª Edición. Mosby/Doyma. Madrid, 1995.

5

Biofísica muscular

Generalidades. Estructura. Mecanismo de contracción

Fenómenos eléctricos de la contracción muscular

Fenómenos mecánicos de la contracción muscular

Producción de calor

Electromiografía

GENERALIDADES

La Biofísica muscular trata fundamentalmente sobre el músculo esquelético, estudiando sus aspectos moleculares, eléctricos, mecánicos y energéticos.

Los músculos son órganos formados básicamente por tejido muscular, cuya función es la de generar fuerza; a su vez ésta puede traducirse en trabajo o en tensión. La contracción muscular, entonces, puede dar como resultado trabajo externo, dar postura al cuerpo sosteniéndolo contra la gravedad y producir calor. Se puede decir que el músculo es un transductor de energía química en energía mecánica. Convierte en fuerza el 25 a 30% de la energía consumida, el resto se transforma en calor.

TIPOS DE TEJIDO MUSCULAR

Músculo esquelético rápido

Se denomina también músculo blanco; su color es más pálido por necesitar poco riego sanguíneo. Ello se debe a que su metabolismo

energético es principalmente anaeróbico, obteniéndose el ATP por medio de la glucólisis. Las fibras son de gran tamaño, con el retículo sarcoplasmático muy desarrollado.

Músculo esquelético lento

También llamado músculo rojo, por la gran cantidad de mioglobina (proteína que almacena hierro para la captación de oxígeno). Su metabolismo es esencialmente aeróbico, consistentemente con un gran número de mitocondrias. Las fibras son pequeñas y con abundante vascularización.

ESTRUCTURA DEL MÚSCULO ESQUELÉTICO

Un músculo esquelético está formado por haces paralelos de fibras musculares; cada fibra es una célula muscular. El órgano muscular en conjunto está rodeado y cubierto por una capa fibrosa llamada epimisio. Los haces o fascículos musculares están rodeados a su vez por envolturas internas denominadas perimisio. Finalmente, cada célula o fibra muscular está rodeada, por lo menos en sus extremos, por el

Tipo de músculo	Característica funcional	Característica celular	Transmisión de impulsos
Esquelético	Voluntario	Estriada, filiforme, multinucleada	Por medio de la unión neuromuscular
Cardíaco	Involuntario	Estriada, ramificada, uninucleada	De célula a célula por medio de discos intercalares
Liso	Involuntario	Lisa, fusiforme, uninucleada	De célula a célula, y por medio de uniones neuromusculares.

Tabla 5.1. Características de los tipos de tejido muscular.

endomysio, otra delgada capa de tejido conectivo que se continúa con la membrana celular. Estas tres capas fibrosas se reúnen en los extremos del músculo y forman el tendón de inserción. El tendón es de gran importancia porque brinda el apoyo necesario para que el músculo, al acortarse, ejerza fuerza sobre las estructuras que actúan entonces como palancas. Además, el tendón puede ceder y alargarse, formando lo que en el modelo físico del músculo se denomina *elemento elástico en serie*.

La miofibrilla y la sarcómera

La célula muscular está formada por otras fibras menores, paralelas entre sí, llamadas miofibrillas, éstas presentan estriaciones transversales, distinguiéndose alternadamente unas

frangas densas denominadas bandas A (anisótropas, o con diferente índice de refracción de acuerdo a la dirección de la luz polarizada) y unas frangas más claras llamadas bandas I (isótropas). En el centro de las bandas I se observan unas líneas delgadas denominadas líneas Z. La sarcómera, unidad contráctil del músculo, es el conjunto de estructuras comprendidas entre dos líneas Z, y tiene una longitud en reposo de aproximadamente 2 micras. La miofibrilla está compuesta por sarcómeras adosadas en serie una junto a otra.

Miofilamentos de la sarcómera (fig. 5-2)

La mayor densidad de las bandas A se debe a la existencia de dos tipos de filamentos, la miosina y la actina. En cambio las bandas I, de

menor densidad, contienen solamente filamentos de **actina**, más delgados y de menor peso molecular que los filamentos de **miosina**.

Los filamentos de actina tienen una longitud de 1 micra y se fijan en las líneas Z, a las que aparentemente dan origen de esta manera. (las líneas Z más apropiadamente deberían llamarse discos Z para llamar la atención sobre su estructura tridimensional). En estado de reposo sus extremos no se tocan, dejando una zona más clara dentro de la banda A, llamada línea H.

Los filamentos de miosina tienen una longitud igual al ancho de la banda A, de 1,6 micras, ocupan la parte central de la sarcómera de manera que sus extremos no tocan las líneas Z. En los clásicos dibujos de una sarcómera los filamentos de miosina parecen estar flotando pero están sostenidos por una proteína no filamentosa denominada titina. Esta proteína es reguladora de la longitud de la sarcómera ya que actúa como un resorte. Cada filamento de miosina se ve rodeado por seis filamentos de actina.

La parte lateral de la sarcómera que no contiene filamentos de miosina, unida a la parte equivalente de la sarcómera vecina, forma la banda I, de tal manera que esta franja se encuentra cruzada por la línea Z y la mitad de la banda I pertenece a una sarcómera y la mitad a otra.

Unidad motora. Es el conjunto formado por la fibra nerviosa y las fibras musculares a las que inerva. La cantidad de fibras musculares incluidas en una unidad motora es determinante de la habilidad del músculo: en los músculos más hábiles como los de las cuerdas vocales cada fibra nerviosa inerva solamente a dos o tres fibras musculares (tres a cinco en los músculos oculares). En los músculos torpes, como los del tronco, una sola fibra nerviosa controla a miles de fibras musculares, motivo por el cual la respuesta es masiva y no graduada.

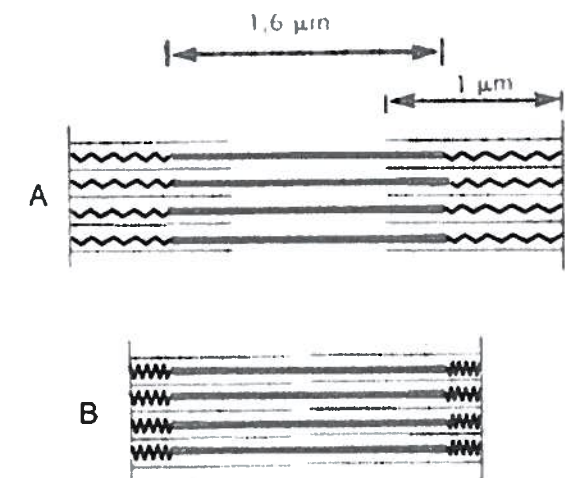


Fig. 5-2. Sarcómera relajada (A) y contraída (B). La titina está representada como resortes en los extremos de la sarcómera.

MECANISMO DE LA CONTRACCIÓN MUSCULAR

La capacidad del músculo de acortarse reside en la sarcómera, gracias al deslizamiento de los miofilamentos que la forman. La actina y la miosina se deslizan uno sobre otro durante la contracción en un proceso que requiere energía proveniente del ATP. En 1957 Huxley describió este mecanismo pero lo consideró "de plegamiento". En 1969 el mismo Huxley describió los puentes cruzados entre actina y miosina lo cual esclareció en gran medida el mecanismo de la contracción muscular, que consiste en un mecanismo de trinquete paso a paso. La relajación, o recuperación de la longitud de reposo de la sarcómera, también requiere energía. La estructura molecular de los miofilamentos de actina y miosina, así como el mecanismo químico de la contracción, se describen suficientemente en los textos de Fisiología, de manera que solamente resumiremos el mecanismo más actualizado, dado a conocer por Rayment y otros en 1993.

Mecanismo molecular de la contracción muscular. A bajas concentraciones citosólicas de calcio un complejo proteico, el complejo

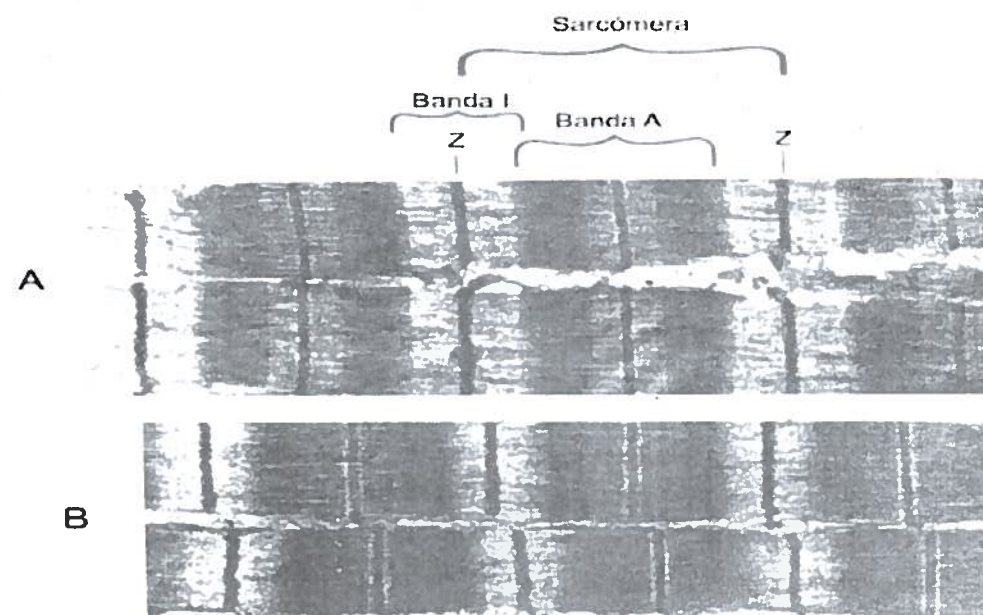


Fig. 5-1. Imagen de unas miofibrillas relajadas (A) y contraídas (B). Obsérvese el acercamiento de las líneas Z entre sí cuando la sarcómera se acorta.

troponina-tropomiosina, impide la unión actina-miosina. En presencia de una elevada concentración citosólica de ion calcio el complejo proteico sufre un cambio de configuración que lo confina a los surcos entre las moléculas fibrilares de actina. En estas condiciones la miosina se une a la actina y se produce la repetición cíclica de las etapas del mecanismo del trinquete, las cuales describimos empezando arbitrariamente por el momento en que un paso del trinquete se ha producido (fig. 5-3).

- 1- Una molécula de ATP se une a la miosina. Esto modifica la afinidad entre actina y miosina y ambos filamentos comienzan a separarse.
- 2- Inmediatamente el ATP comienza a desdoblarse, pero sin separarse totalmente el ADP del Pi (fósforo inorgánico). La energía química almacenada aún no es liberada.
- 3- La cabeza del puente cruzado recupera su forma y su posición anterior y se une a un sitio en la actina. La unión es débil.
- 4- El ATP se desdobla completamente (ADP + Pi). El Pi (fósforo inorgánico) se libera y en este estado la unión entre actina y miosina es fuerte. Se libera la energía del ATP.
- 5- Se expulsa el ADP, que había estado alojado en una cavidad denominada "bolsillo metabólico" y se produce el golpe activo que mueve el filamento de actina otro paso, hacia el centro de la sarcómera.
- 6- (y paso 1 nuevamente). Actina y miosina se separan por la adición de una nueva molécula de ATP y se repite el ciclo.

Papel del calcio en la contracción muscular

En el mecanismo químico de la contracción el aumento del ion calcio en la sarcómera permite la combinación actina-miosina de la siguiente manera: existe un complejo troponina-tropomiosina adosado al filamento de acti-

na; uno de sus componentes, la troponina C, obstruye físicamente la unión actina-miosina; los iones calcio se unen a la troponina C y el complejo troponina-tropomiosina se deforma dejando de interferir con la unión actinamiosina. Para que se produzca la contracción la concentración citosólica de ion calcio debe pasar de 10^{-7} moles por litro a 10^{-4} M/L lo cual significa un aumento de mil veces.

La relajación ocurre cuando el ion calcio es transportado activamente a las vesículas del retículo sarcoplásmico, proceso en el cual se consume ATP.

Papel del ATP en la contracción muscular

Durante una serie de ciclos del mecanismo del trinquete la actina y la miosina se separan y vuelven a unirse una y otra vez. Cada uno de estos dos estados posibles se relaciona con uno de estos complejos:

Miosina + ATP = filamentos separados

Miosina + ADP + Pi = filamentos unidos

La existencia de un complejo ADP+Pi en el bolsillo metabólico del ATP, al mismo tiempo que permite la unión fuerte entre actina y miosina, significa la liberación de energía, que es utilizada para el golpe de fuerza que cambia la configuración de la cabeza de miosina que se desplaza aproximadamente 45° .

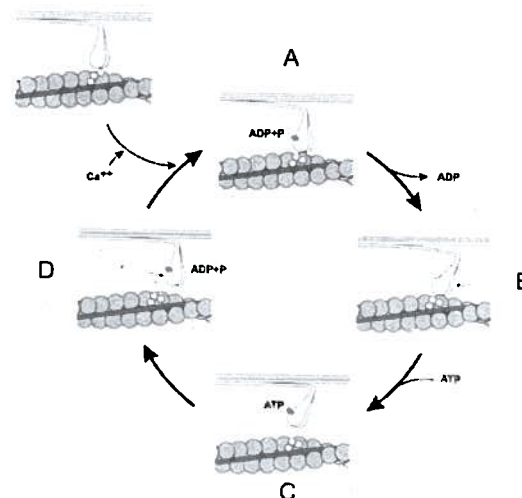


Fig. 5-3. Representación esquemática del mecanismo del trinquete.

ENERGÉTICA DEL MÚSCULO ESQUELÉTICO

La energía utilizada para la contracción muscular es siempre el ATP, pero el origen o forma de obtener éste varía con la duración del trabajo muscular:

1. La primera fuente de ATP es la cantidad de éste que se encuentra almacenada en la célula; esta cantidad es suficiente para solamente 2 – 3 segundos.
2. La segunda fuente es el ATP que puede reconstituirse utilizando la energía y el Fósforo del fosfato de creatina. Esta molécula es abundante en el músculo y provee ATP para 8 – 10 segundos.
3. La glucólisis anaeróbica es la tercera fuente de ATP, consiste en la desintegración rápida de la glucosa sin necesidad de oxígeno, provee ATP para 1 – 2 minutos.
4. La fuente de ATP a largo plazo es la fosforilación oxidativa, proceso que se cumple en las mitocondrias en el cual la glucosa se oxida en varias etapas formándose paralelamente el ATP, la duración es indefinida si se dispone de nutrientes y oxígeno.

EFFECTO FENN. Wallace Osgood Fenn, en 1923, comprobó que al aumentar el trabajo muscular aumenta la energía total liberada, lo cual significa que mayor cantidad de energía es convertida. En otras palabras aumentan tanto la producción de calor como la de trabajo.

FENÓMENOS ELÉCTRICOS DE LA CONTRACCIÓN MUSCULAR

Los fenómenos eléctricos que intervienen en la contracción del músculo esquelético son bastante similares a los que se presentan en la fibra nerviosa. El potencial de membrana en reposo en el músculo esquelético es de -90 mv. El potencial de acción dura 2 a 4 milisegundos incluyendo la repolarización. La velocidad de

conducción de este potencial de acción (a lo largo de la fibra muscular) es de 5 metros por segundo.

Excitación del músculo esquelético

El músculo esquelético recibe los impulsos nerviosos por medio de un tipo especial de sinapsis denominado unión neuromuscular. Cada una de estas uniones consiste en una terminación nerviosa que termina junto a una fibra muscular, existiendo entre ambas un espacio o hendidura. La fibra nerviosa libera en la hendidura el neurotransmisor acetilcolina, el cual va a unirse a moléculas proteicas especialmente destinadas a combinarse específicamente con la acetilcolina, o sea son receptores específicos para ella. La unión de la acetilcolina al receptor genera un potencial de acción en la fibra muscular, la cual responde posteriormente con la contracción. Una vez que ha actuado la acetilcolina, debe ser destruida para evitar una estimulación permanente, para este fin existen en los pliegues del sarcolema moléculas de la enzima acetilcolinesterasa, que se encarga de destruir la acetilcolina que ya ha cumplido con su función.

Acoplamiento electromecánico

La generación de un potencial de acción en el sarcolema es seguida por la propagación del potencial a través de los túbulos T hasta el interior de la fibra, llegando finalmente al retículo sarcoplasmático donde la despolarización produce la liberación del calcio almacenado allí, que difunde al interior de la sarcómera y desencadena la contracción muscular. Se dice entonces que el ion calcio es el responsable del acoplamiento electromecánico.

El papel preciso del ion calcio en el mecanismo químico de la contracción muscular ya se ha explicado.

EXCITABILIDAD DEL MÚSCULO

Para que el músculo se excite, es decir responda con un potencial de acción y una contracción, es necesario que el estímulo tenga una intensidad mínima, la cual se denomina umbral. Por debajo de dicha intensidad el músculo presenta un cambio en su potencial de membrana pero no se produce un potencial de acción y tampoco una contracción.

La excitabilidad del músculo, igual que en la fibra nerviosa, pasa por diferentes condiciones.

PERÍODO REFRACTARIO ABSOLUTO

En el potencial de acción dura 2 a 3 milisegundos. En la contracción muscular dura el tiempo de la contracción (parte ascendente de la curva de contracción o sacudida muscular).

PERÍODO REFRACTARIO RELATIVO

Es el período durante el cual el músculo o la fibra nerviosa puede responder a un nuevo estímulo, pero éste debe ser de intensidad mayor que el umbral. Corresponde a la parte descendente de la curva de contracción muscular.

LEY DEL TODO O NADA

Es el principio por el cual en una fibra nerviosa o muscular una despolarización se propaga a lo largo de toda la fibra o no lo hace en absoluto. Se extiende esta ley a la unidad mo-

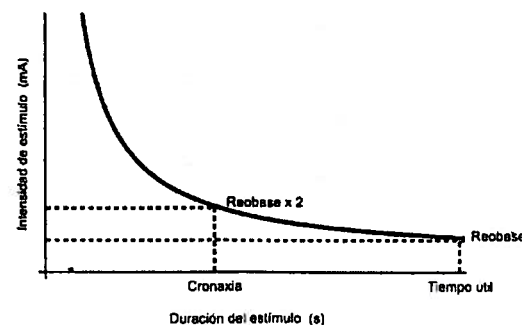


Fig. 5-4. Cronaxia y rebase.

tora y al músculo cardíaco, pero no al músculo como órgano.

CRONAXIOMETRÍA: ESTUDIO DE LA EXCITABILIDAD RELATIVA

Si se estimula un preparado muscular con corriente continua se podrá observar que el factor tiempo guarda relación con la respuesta al estímulo, cosa que no ocurre cuando el estímulo se aplica con corriente alterna. Determinando el tiempo que demora la respuesta para cada estímulo se puede construir un gráfico con las variables intensidad de estímulo y tiempo de espera para la respuesta muscular (fig. 5-4).

Reobase. Es la mínima intensidad con la cual se pudo obtener una respuesta. Es equivalente al umbral pero con corriente continua.

Tiempo útil o de utilización. Es el tiempo que tarda para obtenerse una respuesta.

Cronaxia. Es el tiempo útil hallado para un estímulo igual al doble de la reobase. La cronaxia es inversa a la excitabilidad relativa del músculo o nervio. Se utiliza la expresión "relativa" por cuanto varía con la intensidad del estímulo. Cuanto más disminuye el tiempo que debe aplicarse el estímulo al aumentar la intensidad de estímulo, mayor es la excitabilidad relativa del músculo.

FENÓMENOS MECÁNICOS DE LA CONTRACCIÓN MUSCULAR**MIOGRAFÍA**

La contracción muscular puede registrarse con dispositivos mecánicos llamados miógrafos. El más simple de ellos es el quimiógrafo, instrumento compuesto por un mecanismo de soporte para sujetar un músculo, y un dispositivo de registro en un tambor giratorio. El registro puede hacerse por medio de una aguja inscriptora térmica (como en el electrocardiograma), o a tinta, o por un medio óptico como

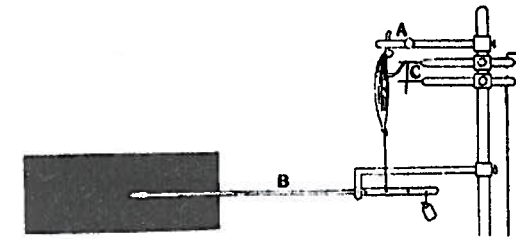


Fig. 5-5. Miógrafo vertical. A: soporte fijo. B: aguja inscriptora. C: dispositivo de estimulación.

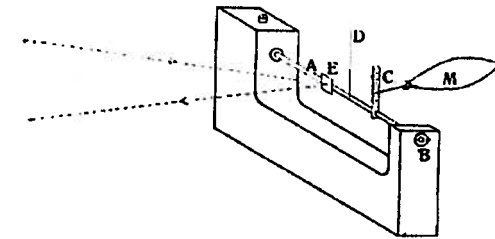


Fig. 5-6. Miógrafo óptico. La contracción del músculo M mueve la palanca C que hace rotar la varilla A, de manera que la luz reflejada por el espejo E sufre un desplazamiento proporcional al acortamiento del músculo.

un espejo y un fotómetro, etc. Cuando se aplican estímulos al músculo o al nervio correspondiente, el músculo se acorta y mueve la palanca inscriptora, obteniéndose un registro de la contracción muscular o miografía.

Los diversos dispositivos diseñados para obtener miografías permiten visualizar la fuerza en una contracción isométrica, mediante un dinamómetro conectado al extremo del músculo aislado, o el desplazamiento y el trabajo realizado en una contracción isotónica, por medio de una palanca. Como estos parámetros se registran junto con el factor tiempo, lógicamente se puede obtener también la potencia. Utilizando un transductor que transforme estos datos en potenciales eléctricos la miografía se puede visualizar en un osciloscopio de rayos catódicos.

LA SACUDIDA MUSCULAR

La respuesta del músculo en forma de contracción seguida de relajación se denomina sacudida muscular. Se inicia 2 milisegundos después de haberse iniciado el potencial de acción del músculo, momento en el cual la re-

polarización está comenzando. La duración de la sacudida muscular depende del tipo rápido o lento de cada músculo: Las fibras rápidas de los músculos hábiles presentan sacudidas tan breves como 7,5 milisegundos, mientras que las fibras lentas, como las de los músculos "torpes" pero fuertes pueden ser tan prolongadas como 100 milisegundos. En general la duración de la contracción en los músculos voluntarios permite contracciones musculares con una frecuencia de hasta 50 por segundo.

Período latente. Cuando se aplica un estímulo al nervio la respuesta contráctil se observa después de un período de tiempo de unas 10 milésimas de segundo, denominado período latente. Se debe a varios factores, como ser la transmisión neuromuscular e incluso la inercia de los aparatos de registro. El período latente atribuible al músculo propiamente se denomina período latente verdadero. Se le ha atribuido una duración de 2 a 4 milisegundos, debido principalmente a los procesos de acoplamiento electromecánico.

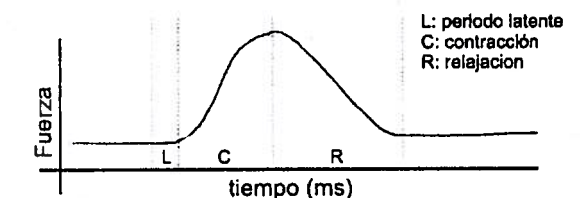


Fig. 5-7. Registro de la sacudida muscular.

MECÁNICA DEL MÚSCULO**DIAGRAMA TENSIÓN - LONGITUD**

Si se registra la tensión del músculo en función de la longitud, veremos que al alargarse pasivamente el músculo por estiramiento la tensión irá en aumento hasta romperse el músculo; esto indicamos en el diagrama como tensión pasiva (a). Si el músculo se acorta activamente desarrolla más tensión, pudiendo registrarse una tensión total (b). Si restamos la tensión pasiva obtendremos la tensión activa (c).

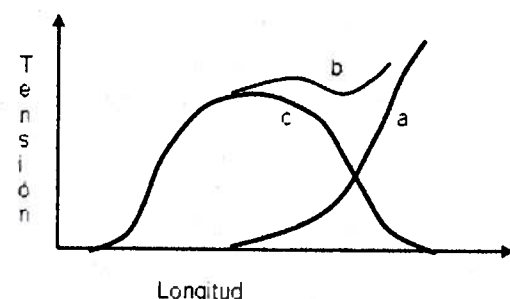


Fig. 5-8. Diagrama tensión longitud.

En este diagrama llaman la atención dos hechos:

1- la tensión activa es mayor cuando el músculo tiene una longitud entre 2 y 2,2 micras, un poco mayor que su longitud de reposo;

2 cuando el músculo ya está muy alargado, la tensión que se observa es exclusivamente la tensión pasiva, es decir el músculo ya no genera fuerza.

Lo anterior nos demuestra que el músculo tiene una longitud ideal con la cual genera mayor fuerza de contracción, longitud que permite el mejor enfrentamiento actina-miosina. El británico Archibald Hill (1949) estableció que la fuerza de contracción del músculo es mayor cuando la longitud previa a la contracción es mayor que la de reposo (con ello explicó la ley de Frank y Starling del corazón).

Cuando el músculo aumenta su longitud, su sección disminuye al adelgazarse, de manera que la tensión guarda relación inversa con el área de corte transversal o sección del músculo.

La tensión del músculo es el cociente entre la fuerza y el área de sección del músculo:

$$T = \frac{F}{A}$$

TIPOS DE CONTRACCIÓN MUSCULAR

Los tipos de contracción muscular se pueden graficar en el diagrama tensión - longitud, donde una de las curvas representa la tensión

pasiva (el músculo en reposo) y la otra la tensión total del músculo durante la contracción.

Contracción isotónica. Es la contracción en que se realiza trabajo externo, es decir el músculo se acorta y se desplaza una carga. Como la carga se desplaza la tensión permanece igual, de allí su nombre.

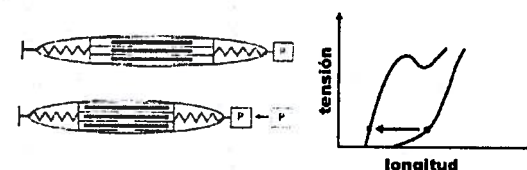


Fig. 5-9. Contracción isotónica.

Contracción isométrica. Es aquella en la que no se observa ningún acortamiento en el músculo, debido a que el acortamiento inicial de la sarcómera es compensado por el alargamiento del elemento elástico en serie (tendones) y generalmente no progresa debido a la carga que se le opone. Como la carga no se puede desplazar la tensión va en aumento y la longitud se mantiene igual, de ahí su nombre. En este tipo de contracción el músculo no realiza trabajo externo, pero la tracción que ejercen las fibras sobre los tendones constituye un trabajo interno.

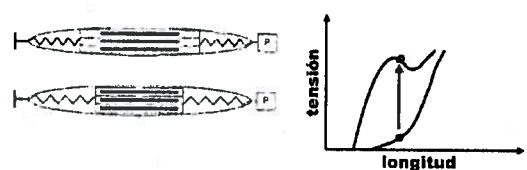


Fig. 5-10. Contracción isométrica

Contracción auxotónica. Es una combinación de ambos tipos de contracción en la cual a medida que el músculo se acorta aumenta la tensión. Ello ocurre cuando a medida que se produce el acortamiento la carga es desplazada con dificultad creciente. Es el caso de estirar un resorte, el cual va ofreciendo cada vez mayor resistencia al estiramiento. (Auxo es un prefijo de origen griego que significa aumento).

Contracción a post-carga. Es una combinación de contracción isométrica e isotónica, pero no simultánea sino sucesiva. Primero se produce una contracción isométrica, y luego, una vez tenso todo el elemento elástico en serie, se produce el acortamiento. Es el caso del levantamiento de una carga pesada.

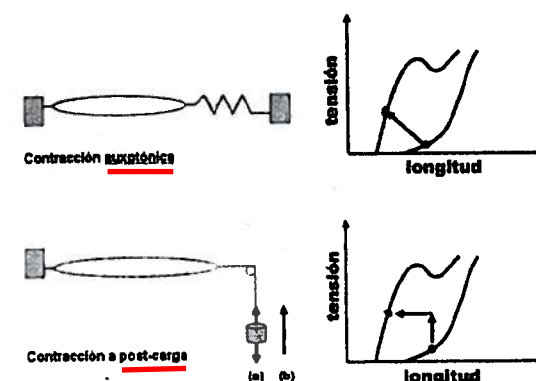


Fig. 5-11. Contracción auxotónica y a post-carga.

Contracción excéntrica

Es la contracción muscular en la que la carga aplicada al músculo, mayor que la fuerza de contracción, alarga el músculo de manera que éste realiza un trabajo negativo (en lugar de realizar un trabajo recibe un trabajo).

Algunas observaciones sobre la contracción isométrica.

En este tipo de contracción los puentes cruzados se establecen y se deshacen después de unos 50 msec., el gasto de energía se debe al avance de un paso en el mecanismo de trinquete y el retroceso de un paso, sin que se pueda acortar el músculo. Aunque exista una carga en el extremo del músculo éste no se alarga porque en un momento dado existe una cantidad de puentes cruzados: por ejemplo la mitad de los puentes están funcionando y la mitad no.

FENÓMENO DE LA ESCALERA

La magnitud del potencial de acción generado en cada fibra muscular es constante, independientemente de la intensidad del estímulo, ya que estas células cumplen con la ley del

todo o nada; en cambio en el músculo - órgano la contracción muscular resultante puede ser bastante variable debido a que con diferentes intensidades de estímulo participan mayor cantidad de unidades motoras.

En cualquier experimento con un preparado muscular un estímulo aplicado al músculo excita a mayor cantidad de fibras a medida que aumenta la intensidad del estímulo. La razón de ello es que algunas fibras se encuentran a mayor distancia que otras del electrodo estimulador y requieren mayor intensidad de estímulo para quedar afectadas y participar en la contracción (ser "reclutadas"). Por ello, a diferente intensidad de estímulo se observa diferente grado de contracción en respuesta. Esto demuestra que el músculo como órgano no responde a la ley del todo o nada.

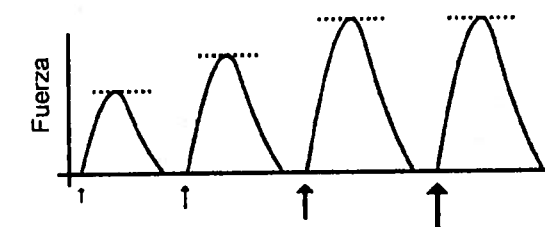


Fig. 5-12. Fenómeno de la escalera.

SUMA DE EFECTOS

Cuando se aplica un nuevo estímulo supraumbral al músculo al comenzar la relajación se obtiene una respuesta mayor. Este fenómeno se debe a la mayor disponibilidad de calcio en la sarcómera, pues aún no se ha retirado al retículo sarcoplásmico. Por otro lado, la posibilidad de responder con una contracción se debe a que una vez que ha comenzado la relajación la refractariedad del músculo es solamente relativa.

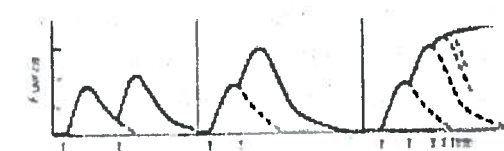


Fig. 5-13. Suma de efectos y tetanización.

TETANIZACIÓN

En las mismas condiciones en que se provoca una suma de efectos, si se aplican estímulos con frecuencia cada vez mayor el músculo ya no llegará a relajarse y quedará en un estado de contracción sostenida, con la máxima fuerza de contracción posible. La contracción terminará cuando el músculo se fatigue o finalice la estimulación. Para que se obtenga una tetanización completa se necesita una frecuencia mínima de estimulación (frecuencia crítica) que suele ser de 30 a 50 por segundo.

FATIGA

La repetición prolongada de estímulos, aunque sean de intensidad constante y permitan la relajación, conducirá a la incapacidad de seguir contrayéndose, debido al consumo del glucógeno. El agotamiento de la energía se manifiesta primero en la lentitud de la relajación.

Después de estudiar la mecánica de la contracción muscular podemos concluir que la respuesta mecánica del músculo esquelético depende del intervalo entre estímulos (la **frecuencia** de la estimulación) y de la **carga** que le es impuesta.

FUERZA Y TRABAJO MUSCULAR

La fuerza desarrollada por el músculo esquelético es de 35 N por cm² de sección transversal. Este valor se obtiene en la medición durante una contracción isométrica. En la contracción auxotónica es considerablemente menor.

POTENCIA MUSCULAR

La curva fuerza - velocidad es una hipérbola. Permite calcular la potencia mediante el producto fuerza x velocidad.

La potencia muscular máxima es de 200 a 300 vatios, en el individuo común y corriente. Se obtiene con moderadas fuerzas (cargas) y moderadas velocidades. Un individuo entrenado alcanza el doble.

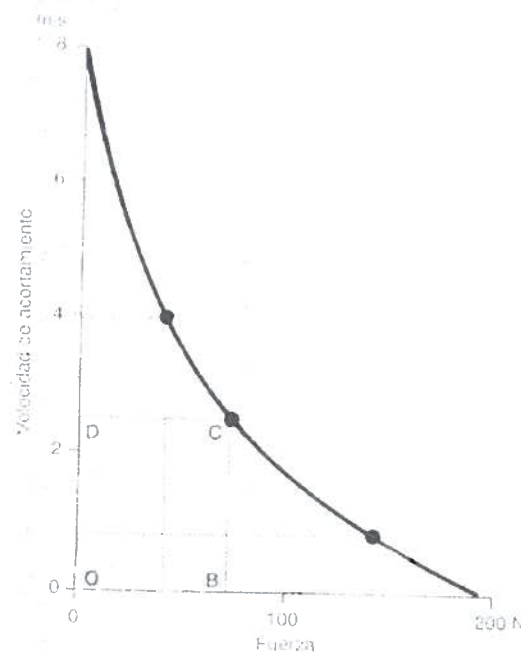


Fig. 5-14. Relación fuerza-velocidad.

FENÓMENOS TÉRMICOS DE LA CONTRACCIÓN MUSCULAR. PRODUCCIÓN DE CALOR

Un mol de ATP da al hidrolizarse 48 Kj de energía (11,5 Kcal); 25 - 30% se convierte en energía mecánica o trabajo; 70 - 75% se gasta en calor al principio y durante la contracción del músculo, que se calienta durante el proceso.

Según la primera ley de la termodinámica la energía química suministrada al músculo debe ser igual a su gasto. Es decir, la cantidad de energía que el músculo utiliza debe convertirse en otras formas de energía cuya suma iguale a la cantidad utilizada. La energía utilizada por el músculo puede llamarse también energía liberada, porque se expresa por medio de alguna forma de energía.

En el músculo la energía utilizada (liberada) tiene que ser igual a la suma de la energía mecánica convertida (trabajo muscular) y la producción de calor.

El músculo en reposo produce calor debido al metabolismo local basal. Este se denomina **calor de reposo**. Cuando se contrae, se registran cantidades adicionales de calor cuyo origen varía según la contracción sea isotónica o isométrica.

En una contracción isotónica se produce en primer término una cantidad de calor denominada **calor inicial**. Según su origen el calor inicial se divide en dos fracciones:

a- calor de activación, que se libera en todo tipo de contracción, sin importar si se realiza o no trabajo externo. De hecho, se lo ha medido en condiciones en que el músculo no podría contraerse, estirando las fibras hasta que las sarcómeras alcancen una longitud de 3,5 micras, desacoplándose los filamentos. El valor encontrado fue de 0,5 mcal / g a 1 mcal / g. Esta cantidad de calor sólo puede relacionarse con los eventos previos a la contracción, específicamente los procesos del acoplamiento electromecánico.

b- calor de acortamiento, que es una cantidad de calor adicional, proporcional al trabajo realizado. Se libera sólo si el músculo realiza un trabajo externo, consumiendo una cantidad adicional de ATP, proporcional a la longitud en que el músculo se acorta, es decir la distancia que desplaza la carga. El gasto de energía adicional es entonces proporcional al trabajo realizado, de manera que **al aumentar el trabajo realizado aumenta también la energía total liberada** (la suma de trabajo realizado y calor desprendido). Esto se denomina efecto FENN, descrito en 1923. *Si la contracción no da como resultado ningún trabajo externo, el calor inicial está compuesto solamente por el calor de activación*. Curiosamente, ya que contradecía a la física clásica, se consideraba como el "trabajo externo" en el efecto Fenn solamente la longitud del acortamiento producido, hasta que en 1964 Hill demostró que este trabajo era influenciado por la carga impuesta al músculo.

El **calor de recuperación** se debe a los procesos necesarios para restaurar las condiciones del músculo previas a la contracción. Estos procesos ya se inician durante la contracción y continúan después, se llevan a cabo fuera de las miofibrillas (en el sarcoplasma, en las mitocondrias, en la membrana celular) y son fundamentalmente la regeneración oxidativa de ATP y la actividad de las bombas iónicas.

El calor de recuperación es aproximadamente igual al calor de activación, pero mientras el calor inicial es producido aun en ausencia de oxígeno, el calor de recuperación solamente se produce en presencia de oxígeno, es decir es un proceso aeróbico.

El proceso de recuperación no incluye la longitud inicial del músculo, de manera que un músculo que se ha contraído isotónicamente requiere cierto trabajo externo para recuperar su longitud previa y ello se traduce en el **calor de relajación**.

En resumen, el calor de activación equivale, en módulo, al calor de recuperación, y el calor de acortamiento al calor de relajación. También debe hacerse notar que, además del calor de reposo, solamente el calor de recuperación se produce por un proceso aeróbico (oxidativo), los demás tipos de calor son de origen anaeróbico.

Durante una contracción isométrica se observa en primer término el calor de activación que, como se ha dicho, está presente en cualquier tipo de contracción sin importar si hay o no trabajo externo. En la contracción isométrica no se produce ningún trabajo muscular apreciable, pero en el músculo se consume una considerable cantidad de ATP cuya energía química se transforma en calor. Este calor es denominado en algunos textos "**calor de mantenimiento**" y su magnitud es proporcional al tiempo de "mantenimiento de la contracción" y a la tensión muscular. La cantidad de calor pro-

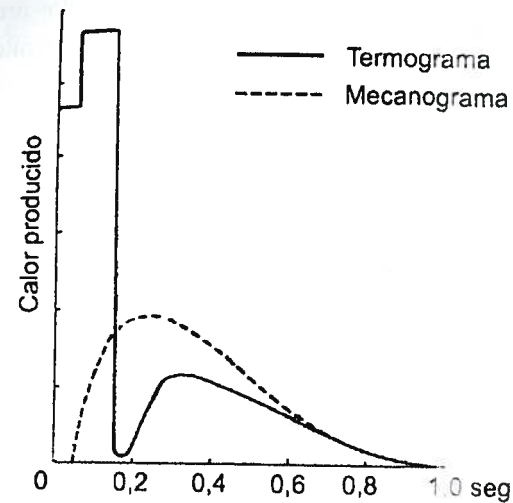


Fig. 5-15. Producción de calor en el músculo durante una contracción isotónica.

ducido en una contracción tetánica del sartorio de la rana es igual a 5 mcal /g por segundo.

El calor producido en el músculo durante la contracción puede medirse directamente por medio de pares térmicos o termocuplas, aparatos muy sensibles ya que el fenómeno puede durar solamente milésimos de segundo. En sus inicios los pares térmicos estaban constituidos de tal manera que un lado de la termopila se colocaba en íntimo contacto con el músculo y constituía la "unión caliente", el lado opuesto se conservaba a temperatura constante sumergido en un termostato, constituía la "unión fría". La corriente termoeléctrica producida durante la excitación y contracción muscular era recogida por un galvanómetro de espejo con lo que se lograba el registro en un fotoquimógrafo. En 1931 Hartree y Hill perfeccionaron un método de registro por este medio, pero actualmente las termopilas disponen de un sistema de amplificación con lámparas termoiónicas y el registro es osciloscópico.

ELECTROMIOGRAFÍA

La electromiografía es el registro del patrón de actividad eléctrica del músculo. El regis-

tro se obtiene utilizando electrodos externos o superficiales (**electromiografía global**), o insertando en el músculo un electrodo de aguja (**electromiografía intersticial**). Puede practicarse tanto durante la contracción muscular como durante el reposo.

Los electrodos de aguja son del tipo denominado concéntrico, ya que consisten en dos cilindros metidos uno dentro del otro, actuando las placas como electrodo, una conectada a una terminal positiva y la otra a una terminal negativa. Este tipo de electrodo ya fue diseñado por los creadores de la electromiografía (Adrian y Bronk, 1929). Se constituye así un registro bifásico en el cual los electrodos están extremadamente cerca. La aguja insertada bajo la piel en el músculo queda en el intersticio, es decir el registro es extracelular. Los potenciales generados por una unidad motora pueden distinguirse de los generados por otra.

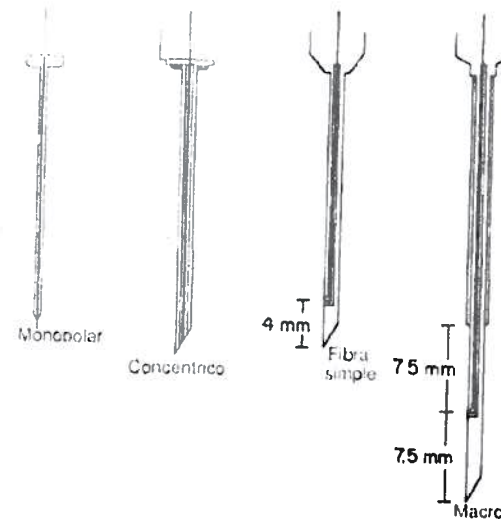


Fig. 5-16. Electrodo concéntrico o de aguja.

La electromiografía puede practicarse también con electrodos de superficie, los cuales se ubican a 2-3 cm de distancia uno de otro. En este caso los potenciales registrados corresponden a descargas de todas las unidades motoras cercanas, las cuales no pueden identificarse unas de otras. Así, mientras con los electrodos de aguja pueden registrarse fibrilaciones, con

electrodos de superficie se observan fasciculaciones.

Actividad eléctrica en el músculo

Cuando el músculo está relajado se registra actividad eléctrica solamente en la unión neuromuscular, los electrodos de aguja no registran deflexiones.

Cuando el músculo realiza una contracción débil son reclutadas pocas unidades motoras y el EMG con electrodos de aguja registra ondas bifásicas (dos positivas y una negativa) breves, de 5 a 10 ms de duración y una amplitud de 0,5 a 1 mV. A medida que aumenta la fuerza de contracción interviene mayor número de unidades motoras, de manera que en un electromiograma global las ondas se van superponiendo, hasta que en una contracción máxima las superposiciones dominan el registro, que recibe el nombre de EMG de interferencia.

ELECTROMIOGRAFÍA DE FIBRA AISLADA

Se inserta en el músculo a estudiar un electrodo de aguja, de tal manera que puede registrar el potencial de acción de una sola fibra

muscular y comparar los potenciales de dos fibras musculares pertenecientes a la misma unidad motora. La diferencia de tiempo entre la ocurrencia de ambos potenciales, denominada fluctuación neuromuscular o *jitter*, suele ser de 10 a 50 μ s. En la miastenia gravis este tiempo está aumentado. Se considera a la EMG de fibra aislada el estudio más sensible para el diagnóstico de esta enfermedad, más sensible incluso que la medición de anticuerpos contra el receptor de acetilcolina.

PATRONES EMG PATOLÓGICOS

Desnervación o lesión de la motoneurona inferior

En los músculos parcialmente desnervados, por ejemplo en una enfermedad medular, puede haber actividad eléctrica espontánea, de ritmo irregular, sincrónica con contracciones visibles exteriormente denominadas fasciculaciones. Al mismo tiempo se observan potenciales de poca amplitud generados en fibras individuales, por lo cual reciben el nombre de potenciales de fibrilación. Ambos fenómenos se deben al aumento de la sensibilidad a la acetilcolina

	Reposo	Contracción Débil	Contracción Máxima
Músculo normal			
Desnervación parcial			
Miopatía			

Fig. 5-16. Cuadro demostrativo de los principales patrones electromiográficos.

que se observa en uniones neuromusculares desnervadas.

En las mismas condiciones patológicas descriptas, la contracción provocada se acompaña de potenciales de acción de gran amplitud debido a que las unidades motoras sanas absorben fibras musculares de las unidades motoras desnervadas. Consecuentemente, al haber menor cantidad de unidades motoras, la contracción máxima no provoca un patrón de interferencia.

MIOPATÍAS

En este caso las unidades motoras tienen menor número de fibras; los potenciales son de bajo voltaje y no se alcanza un patrón de interferencia con la contracción máxima.

En enfermedades miopáticas inflamatorias también se pueden observar potenciales espontáneos.

Estudio de la conducción nerviosa

Es complementario de la EMG y permite determinar si un trastorno neuromuscular se

origina en una neuropatía periférica. Se realiza por medio de la estimulación de un nervio motor en uno o más puntos y registra la actividad eléctrica resultante en el músculo. Se determina así la velocidad de conducción entre el punto estimulado y el punto donde se ubica el electrodo de registro. La velocidad hallada corresponde, naturalmente, a las fibras más rápidas. Además, se obtiene también el período de latencia y la amplitud de la respuesta eléctrica del músculo, datos que se comparan con los obtenidos en individuos normales.

LECTURAS RECOMENDADAS

- Frumento, A.S. *Biofísica*. 3ª Edición. Mosby/Doyma. Madrid, 1995.
- Schmitt, R.F., Thews, G. *Fisiología Humana*. 1ª edición en español de la 24ª edición alemana. McGraw Hill - Interamericana, Madrid, 1993.
- Tresguerres, J.A.F. *Fisiología Humana*. 4ª Ed. McGraw Hill. México, 2010.

6

Biomecánica

Centro de masa y centro de gravedad

Estática y equilibrio del cuerpo humano

Palancas corporales

Análisis vectorial de fuerzas

CENTRO DE MASA Y CENTRO DE GRAVEDAD

Cuando un cuerpo de forma irregular sigue una trayectoria existe una parte de él que sigue una trayectoria curva o recta como si fuera una partícula pequeña. Por ejemplo, cuando se arroja un cuchillo, la hoja y el mango trazan ondas en el aire pero un punto del cuchillo, no necesariamente el centro, traza con sus posiciones consecutivas una curva o una recta. Dicho punto es el **centro de masa** del cuerpo.

El **centro de masa** es el punto de un sistema o cuerpo donde parece concentrarse toda la masa. Cuando una fuerza externa se aplica en el centro de masa el cuerpo se desplaza en la dirección de aplicación de la fuerza, sin rotar, como si el cuerpo fuera puntual y no extenso.

Si un cuerpo se desplaza girando, el centro de masa sigue una trayectoria rectilínea o curva, mientras otros puntos siguen un movimiento de rotación o vibración alrededor de aquél.

En otras palabras, el **centro de masa de un cuerpo** es el punto donde se concentraría toda la masa de éste si tuviera que reducirse a un punto.

El **centro de gravedad** es el punto donde se puede considerar que actúa la gravedad. Es el punto donde se puede localizar el **peso total**, aunque éste esté distribuido en todo el cuerpo.

Para los fines prácticos, si el objeto no es muy voluminoso, el **centro de masa coincide con el centro de gravedad**.

Eje de gravedad. Es la perpendicular que va desde el centro de gravedad a la base de sustentación.

Posición del centro de masa

En un **cubo o una esfera**, el centro de masa se encuentra en el centro de simetría.

En un **sistema mecánico constituido por dos masas o partículas unidas entre sí por una barra rígida liviana**, el centro de masa estará localizado en algún punto sobre la línea recta que une las partículas y estará ubicado más cerca de la masa más grande o la partícula más masiva. Si ambas masas son iguales, el centro de masa se ubica a la mitad de la distancia que las separa.

La **posición del centro de masa** puede describirse como la posición promedio ponderada de la masa del sistema.

La coordenada x de un sistema de dos partículas es:

$$x_{CM} = \frac{m_1 x_1 + m_2 x_2}{m_1 + m_2}$$

PROPIEDADES DEL CENTRO DE MASA

- 1- La línea de acción de la fuerza peso pasa por él.
- 2- Una fuerza aplicada que pasa por el centro de masa solamente imprime un movimiento de traslación, sin rotación.
- 3- El centro de masa puede estar fuera del cuerpo. Como en el caso de una rosquilla o un miembro flexionado.

LOCALIZACIÓN DEL CENTRO DE MASA EN EL CUERPO HUMANO

Conociendo el peso y el centro de masa de distintos segmentos del cuerpo humano, se puede determinar el centro de masa total hallando la resultante de fuerzas de gravedad paralelas y del mismo sentido. Para ello se utiliza la ecuación para hallar la coordenada x del centro de masa. En el caso del cuerpo humano, a cada segmento le corresponde un término de la ecuación.

Empíricamente se puede localizar el centro de masa de un individuo colocándolo acostado sobre una tabla con una marca exactamente a media distancia de los extremos. Se ubican los extremos de la tabla sobre básculas, y el individuo a examinar se acuesta sobre ella. Luego se mueve hacia uno u otro extremo buscando la posición que permita que ambas básculas marquen el mismo peso. Cuando esto se consiga, la parte del cuerpo ubicada sobre la marca en medio de la tabla indicará el centro de masa (fig. 6-1).

El centro de masa de un sujeto típico en bipedestación y posición recta está situado en la cara anterior de la segunda vértebra sacra.

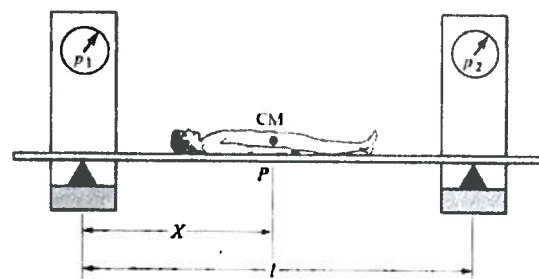


Fig. 6-1. Determinación empírica del centro de masa. Cuando el peso se distribuya equitativamente sobre cada báscula la marca en la mitad de la tabla indicará la posición del centro de masa.

ESTÁTICA Y EQUILIBRIO DEL CUERPO HUMANO

Para mantener la bipedestación, el eje de gravedad (vertical que desciende desde el centro de gravedad) debe estar dentro de la base de sustentación. El pie, como punto de apoyo, viene así a constituirse en un elemento fundamental de la estática corporal.

La bóveda plantar del pie empieza a desarrollarse desde la bipedestación y la marcha, de manera que todos los niños presentan inicialmente pies planos, lo cual se corrige gradualmente durante algunos años.

El cuerpo humano es capaz de mantener el equilibrio, incluso sobre una sola pierna, sin necesidad de cambiar la posición del pie. Esto es posible gracias a correcciones activas de los músculos (reflejo de colocación), y que estas posturas correctivas se mantengan aún contra la gravedad (reacción tónica de sostén), todo ello alimentado por un sistema de equilibrio (el aparato vestibular, la visión y el cerebelo). Mientras el centro de gravedad se encuentre sobre los pies se conservará la posición vertical. Cuando una persona no pueda realizar las correcciones perderá el equilibrio (fig. 6-2).

El equilibrio necesario para mantener la estática no es un equilibrio estable, por lo tanto, podemos decir que la bipedestación no es un equilibrio en el sentido físico del mismo, sino un desequilibrio permanente, constantemente

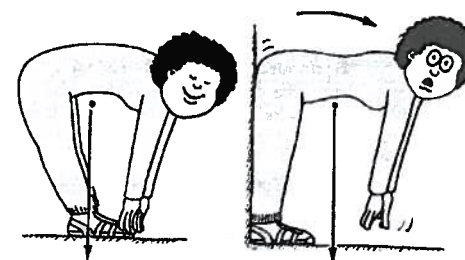


Fig. 6-2. La persona que se toca la punta de los pies conserva el equilibrio desplazando parte de sus segmentos corporales hacia atrás. Si no puede hacerlo por la presencia de una pared se caerá hacia adelante, aunque un movimiento reflejo de una pierna hacia adelante detendrá su caída.

compensado. Es por eso que existen recomendaciones sobre cómo, por ejemplo, levantar pesos, ya que si no se hace de la forma adecuada el centro de gravedad se desplaza y el cuerpo deberá ejecutar acciones musculares adicionales para mantener el equilibrio causando una sobrecarga (fig. 6.3).

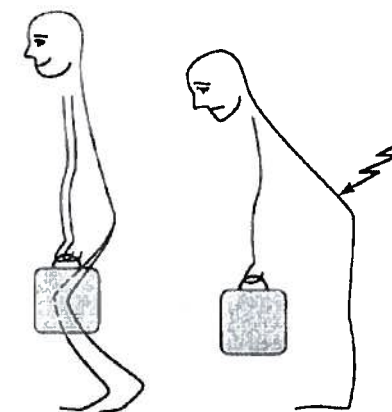


Fig. 6-3. Si se levantan pesos con posturas inadecuadas se produce una sobrecarga muscular para compensar el desplazamiento del centro de gravedad.

MECÁNICA DEL CUERPO HUMANO

PALANCAS

Las palancas son dispositivos o herramientas para aplicar fuerza rotacional. Constituyen la máquina más antigua que se conoce. Al mis-

mo tiempo que se realiza un trabajo sobre un extremo, el otro realiza trabajo sobre una carga.

Palancas de primer orden

Son aquellas en las que el punto de apoyo se encuentra en el centro. Por ejemplo, una tijera o balancín (sube y baja). En el cuerpo humano: la articulación de la cabeza con la primera vértebra cervical.

Palancas de segundo orden

Son aquellas en las que la resistencia se encuentra en el centro. Por ejemplo, una carretilla sostenida por un hombre. En el cuerpo humano: el pie y los músculos de la pantorrilla.

Palancas de tercer orden

Son aquellas en las que la potencia se encuentra en el centro.

Por ejemplo: una pala cargada sostenida por el obrero. En el cuerpo humano: el bíceps y la articulación del codo.

Un sistema puede funcionar como palanca de diferente orden en diferentes circunstancias; por ejemplo, el pie puede funcionar como palanca de primer orden al estar el punto de apoyo (la articulación tibio-tarsiana) en el centro; esto se ve cuando el arco plantar está sobre la superficie de apoyo y se puede elevar o bajar tanto el talón como la punta del pie.

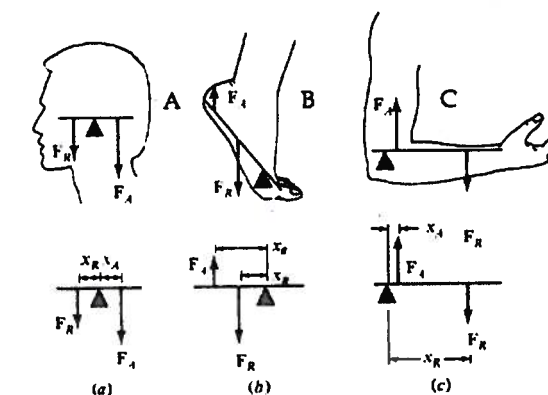


Fig. 6-4. Representación esquemática de los tres géneros de palancas y su equivalente corporal.

Ventaja mecánica de una palanca

Como producto del ingenio humano, es de esperar que las palancas artificiales siempre proporcionen ventaja para la fuerza muscular. Sin embargo, esto no es siempre así, y depende del género de la palanca.

La ventaja mecánica puede conocerse por el cociente entre el esfuerzo x distancia y la resistencia x distancia.

$$VM = \frac{Fe \cdot d}{Fr \cdot d}$$

Cuando el cociente es mayor que 1 el músculo no necesita desarrollar una fuerza igual al peso que debe mover. En realidad solamente importa el cociente entre el brazo de palanca de la fuerza muscular y el brazo de palanca de la carga.

En las palancas del cuerpo humano pocas veces hay ventaja mecánica: en las palancas de primer género suele haber una desventaja, dependiendo de la longitud de los brazos de palanca. Por definición, en las palancas de segundo género hay una ventaja mecánica y en las de tercer género hay una desventaja.

Sin embargo, la desventaja mecánica causada por un corto brazo de palanca se refiere solamente al balance de fuerzas. En efecto, cuando el brazo de palanca para la fuerza muscular es más corto existe una ganancia en distancia: para un determinado acortamiento del músculo durante la contracción se obtiene un movimiento angular mayor.

ANÁLISIS DE FUERZAS Y MOVIMIENTOS

Momento de fuerza o torque

El momento de fuerza es la magnitud de la fuerza que proporciona la aceleración angular en un movimiento de rotación. En otras palabras, los términos momento de fuerza y torque

son sinónimos que expresan el efecto de rotación conseguido con una palanca.

Algunos autores utilizan, incorrectamente, la expresión "fuerza de torsión" o "momento de torsión", tal vez relacionando "torque" con "torcer".

El valor del torque es el producto de la fuerza aplicada por la longitud del brazo de palanca.

El brazo de palanca es la distancia perpendicular entre el eje de rotación y la línea de acción de la fuerza aplicada. Esta fuerza puede ser la muscular (potencia) o la de la resistencia. La longitud del brazo de palanca de la resistencia se mide hasta el centro de gravedad del conjunto, es por eso que variando la posición de un peso sobre una tabla o sobre el brazo varía la fuerza necesaria para manejarlo. Del mismo modo se puede variar la longitud del brazo de palanca de la fuerza muscular, como se ve al cambiar el punto de agarre de una caña de pescar o del mango de una carretilla.

ANÁLISIS VECTORIAL DE FUERZAS

La mayor parte de los movimientos en las articulaciones son rotacionales. De hecho, la principal función del sistema musculoesquelé-

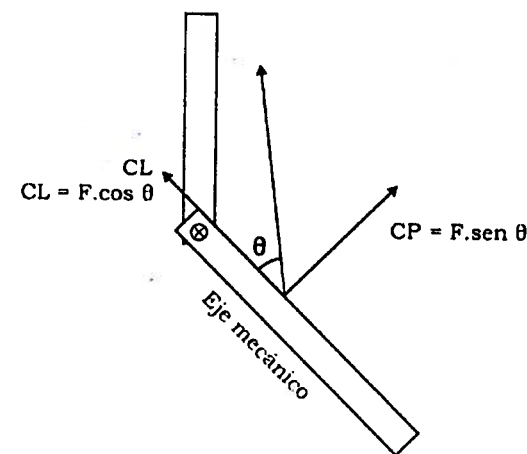


Fig. 6-5. Modelo vectorial de la fuerza muscular en la articulación del codo. La fuerza aplicada tiene un componente perpendicular que provee el movimiento rotacional y un componente longitudinal que, en el caso de esta articulación, ayuda a la estabilización del sistema.

tico es el movimiento rotatorio, es decir alrededor de un punto de apoyo.

Cuando una fuerza muscular acciona una palanca corporal, solamente una parte de la fuerza causa el movimiento rotatorio: es el componente de la fuerza que actúa en dirección perpendicular al eje mecánico del movimiento. Su valor se determina multiplicando el vector total del músculo por el seno del ángulo de inserción del músculo (fig. 6-5).

Por ejemplo, cuando la articulación del codo está a 90°, la mayor parte de la fuerza muscular forma parte del componente rotacional. Cuando el antebrazo está flexionado sobre el brazo (ángulo menor que 90°) el componente rotacional disminuye. Lo mismo ocurre cuando el antebrazo está extendido (ángulo mayor que 90°).

La otra parte, el componente longitudinal, es la fuerza que actúa sobre las superficies articulares. Esta fuerza ejerce presión cuando el ángulo es mayor que 90° y tracción cuando es menor que 90°.

LECTURAS RECOMENDADAS

- Benedeck, G.B., Villars, F.M.H. *Physics with illustrative examples from Medicine and Biology*. 2nd Ed. Springer-Verlag. New York, 2000.
- Hewitt, P.G. *Física Conceptual*. 10^a Edición. Pearson, Addison-Wesley Iberoamericana. México, 2007.
- Kane, J., Sternheim, M. *Física*. 2^a Edición. Ed. Reverté S.A. Madrid, 1998.
- Miralles R., Puig Cunillera M. *Biomecánica Clínica del Aparato Locomotor*. Masson. Barcelona, 2000.

Estructura y propiedades del músculo cardíaco

Sistema de excitación-conducción

Leyes que rigen al corazón. Trabajo del corazón

Electrocardiografía. Vectores cardíacos

Derivaciones electrocardiográficas

Elementos del trazado ECG normal

ESTRUCTURA Y FUNCIÓN DEL MÚSCULO CARDÍACO

MORFOLOGÍA DE LAS FIBRAS MUSCULARES CARDÍACAS

Las fibras musculares que forman el corazón son más de 20 millones de células conocidas como cardiomiocitos. Son células con un solo núcleo, generalmente bifurcadas en forma de Y, aunque se observan otras formas. Presentan las estriaciones transversales de los miocitos esqueléticos. Tienen retículo sarcoplasmático menos desarrollado que éstos, por lo cual utilizan también el calcio extracelular para el mecanismo contráctil.

A lo largo de su eje, los cardiomiocitos están separados unos de otros por membranas típicas, pero en las partes transversales se observan las estructuras histológicas más llamativas de los cardiomiocitos: los **discos intercalares**. Estos son segmentos atípicos de la membrana celular donde abundan las uniones tipo nexo, conocidas también como uniones tipo hendidura

o gap junctions. Los discos intercalares actúan como áreas de membrana de baja resistencia al flujo de iones, lo que facilita el movimiento de cargas eléctricas entre células vecinas y de esta manera direccionan la propagación de los potenciales de acción.

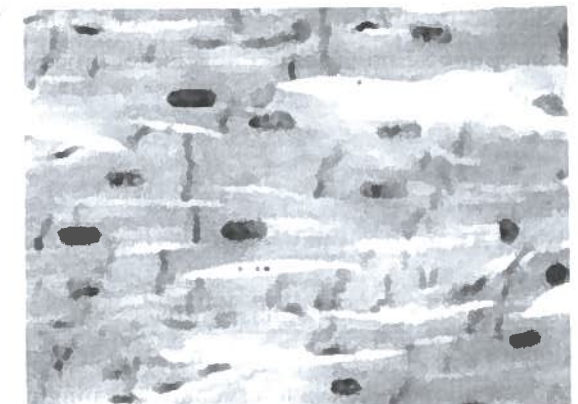


Fig. 7-1. Músculo cardíaco visto al microscopio óptico con gran aumento. Se resaltan los discos intercalares.

PROPIEDADES DEL MÚSCULO CARDÍACO

El músculo cardíaco tiene dos tipos funcionales de células:

- Fibras contráctiles: se encuentran en la mayor parte de las aurículas y ventrículos.

- Fibras autoexcitables: son las células del nódulo sinoauricular, las del nódulo auriculo-ventricular y las fibras de Purkinje. Estas células generan espontáneamente potenciales de acción con una frecuencia característica para cada una de ellas.

Además, todas las células cardíacas tienen las propiedades de excitabilidad (generar potenciales de acción en respuesta a estímulos) y conductibilidad (capacidad de transmitir el potencial de acción a otras células). Otras propiedades dependen del tipo de célula: la autoexcitabilidad o ritmicidad se encuentra exclusivamente en las células autoexcitables, mientras que las demás células se caracterizan por la contractilidad.

En conjunto, el miocardio presenta cinco propiedades, cuatro de ellas clásicas:

- Contractilidad (inotropismo)
- Automatismo (cronotropismo)
- Conductibilidad (dromotropismo)
- Excitabilidad (batmotropismo)

En los últimos años ha ganado aceptación el concepto de una quinta propiedad: el lusotropismo, que se refiere a la eficacia del proceso de relajación.

SISTEMA DE EXCITACIÓN - CONDUCCIÓN DEL CORAZÓN

Los tres tipos de células cardíacas autoexcitables generan su propio potencial de acción, es decir no requieren la intervención de ningún estímulo para excitarse. Esta propiedad de automatismo se debe a su mayor permeabilidad para los iones sodio. En efecto, mientras en las demás células excitables se requiere la llegada de un potencial de acción o que un estímulo cause el ingreso de iones y modifique el potencial de reposo convirtiéndolo en potencial de acción, en las células automáticas el ingreso de iones de sodio ocurre espontáneamente. Se comprende entonces que el potencial de repo-

so de las células no excitables se registre como una línea horizontal hasta que intervenga un estímulo. En cambio, las células automáticas, al terminar un potencial de acción, inmediatamente van variando su potencial de membrana que se registra como una pendiente (despolarización diastólica espontánea).

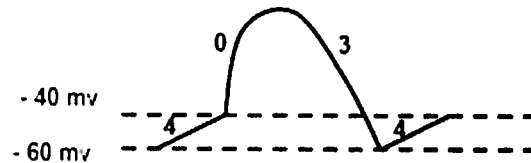


Fig. 7-2. Potencial de acción en las células del nódulo S.A. La inclinación de la pendiente demuestra la velocidad con que se despolarizan espontáneamente. El gráfico correspondiente al nódulo A-V es similar pero con menos pendiente (menor frecuencia espontánea).

POTENCIALES DE ACCIÓN EN EL MIOCARDIO VENTRICULAR

En las células ventriculares no automáticas el potencial de reposo, como se ha dicho, se mantiene horizontal hasta que se produzca la llegada de un estímulo. Cuando ello ocurre, comienzan los cambios:

Fase 0. Se produce la entrada de iones sodio llevando el potencial de membrana a valores positivos. El ascenso observado en el gráfico recibe el nombre de fase 0 (cero).

Fase 1. Cuando la entrada de iones positivos vuelve electropositivo el interior de la fibra se produce la salida de iones potasio. La salida de cationes es necesaria por la repulsión de cargas, y el potasio es el ion que puede salir más rápida y fácilmente. Se produce así una clásica repolarización por salida de potasio (fase 1), pero esta fase es muy breve y es característica infaltable de las fibras de Purkinje, no es constante en las otras fibras ventriculares.

Fase 2. La fase 1 termina pronto cuando la repolarización es contrarrestada por la entrada de más iones positivos: sodio y calcio. Los canales iónicos correspondientes se habían

activado al llegar el estímulo, pero por ser de activación lenta el flujo de sodio y calcio no alcanzó antes una intensidad importante. La entrada de estos iones detiene o suspende momentáneamente la repolarización, quedando el potencial de membrana estabilizado en un valor positivo y mostrando un nivel horizontal y alto, muy prolongado. Esta parte del gráfico recibe el nombre de meseta, y su duración es de 0,25 seg. aproximadamente. También se denomina fase 2. Durante este período la permeabilidad para el potasio está disminuida.

Fase 3. Cuando se recupera la permeabilidad para el potasio, este ion sale y se reinicia la repolarización (fase 3).

Fase 4. Una vez recuperado el potencial de reposo, actúa la bomba de sodio y potasio para devolver el potasio al interior y el sodio al exterior, en contra de gradientes químicos. Esta fase recibe el nombre de fase 4, su registro gráfico es horizontal en las células contráctiles y con una ligera pendiente en las células de Purkinje.

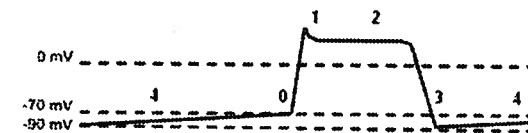


Fig. 7-3. Potencial de acción de las células de Purkinje. Estas células demoran más tiempo en cambiar su potencial en +20 mV, por lo tanto tienen menor frecuencia espontánea que las otras células automáticas del miocardio. El declive de la fase 4 es menos pronunciado; sin embargo, las células ventriculares ordinarias (solamente contráctiles) no tienen ningún declive en la fase 4.

FRECUENCIA ESPONTÁNEA Y VELOCIDAD DE CONDUCCIÓN

Cada componente del sistema de excitación y conducción tiene una frecuencia característica, que depende del tiempo que cada tipo de célula tardará en presentar un cambio de potencial suficiente para alcanzar el umbral de excitación. Este umbral es un cambio de +20

mV, que en el caso del nódulo SA significa un cambio desde -60 mV a -40 mV.

De los tres componentes automáticos del sistema excito-conductor, el nódulo SA tiene una frecuencia espontánea de 60 a 100 potenciales de acción por minuto, la frecuencia de disparos del nódulo AV es de 40 a 60 por minuto y en las fibras de Purkinje la frecuencia es de 15 a 40 por minuto.

En cuanto a la velocidad de conducción, es como sigue:

- Músculo auricular: 0,3 a 0,5 m/seg.
- Vías internodales: 1 a 2 m/seg.
- Nódulo AV: 0,03 m/seg.
- Fibras de Purkinje: 1,5 a 4 m/seg.
- Músculo contráctil ventricular: 0,3 a 0,5 m/seg., igual que en el músculo auricular.

La lentitud de la conducción en el nódulo AV se debe al gran número de ramificaciones de sus fibras, lo cual significa menor velocidad de conducción (la velocidad de conducción es proporcional al calibre de las fibras). Además, existe menor número de uniones tipo hendidura, es decir discos intercalares. Otra causa es el gran número de uniones intercelulares en serie que debe superar el impulso cardíaco.

CARACTERÍSTICAS FUNCIONALES DEL MÚSCULO CARDÍACO

Conducción del potencial de acción. A través de las uniones de tipo nexo las cargas eléctricas pasan de una célula a otra en la forma de iones potasio. Este proceso se denomina conducción electrotónica, para distinguir de la conducción de impulsos habitual en forma de despolarizaciones de la membrana. El ingreso de iones sodio en la fase 0 repele a los iones potasio, los cuales pasan a la célula vecina a través de las uniones tipo nexo llevándola hacia el umbral de excitación.

Contracción del músculo cardíaco. Es esencialmente igual a la del músculo esquelé-

tico, con la diferencia fundamental, en cuanto a la bioquímica del proceso contráctil, de que utiliza el calcio extracelular además del almacenado en el retículo sarcoplásmico. El acoplamiento electromecánico presenta los canales lentos de calcio en los túbulos T y el flujo de calcio inducido por calcio.

Bomba de intercambio sodio-calcio. Este sistema de transporte se encuentra en la membrana celular del cardiomiocito y también en las membranas del retículo sarcoplásmico. Intercambia sodio con calcio transportando tres iones sodio por cada ion calcio, por lo tanto es electrógena. Como es una especie de difusión facilitada, ya que utiliza como energía el gradiente de concentración del calcio, el transporte es bidireccional pudiendo ocurrir hacia adentro o hacia afuera de la célula dependiendo del momento del potencial de membrana. En reposo, puede introducir calcio hasta el depósito intracelular. Durante el potencial de acción su papel es facilitar la entrada de calcio promoviendo el cambio del potencial de membrana hasta un valor cercano a -40mV ; durante la repolarización facilita la salida de calcio buscando llevar el potencial de membrana al mismo valor. El motivo de esta "fijación" es que el potencial de equilibrio para sodio y cal-

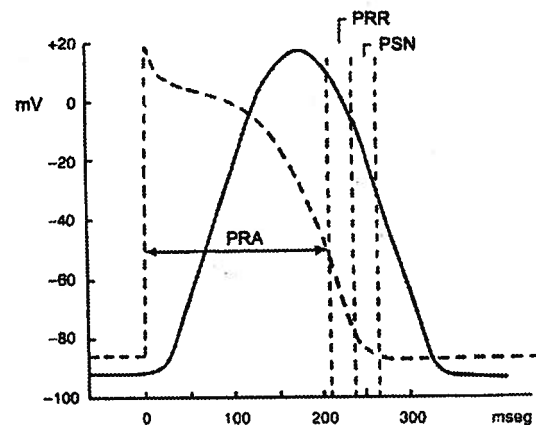


Fig. 7-4. Potencial de acción del cardiomiocito ventricular (trazo interrumpido) y la contracción muscular resultante (trazo continuo). También se representan los periodos refractarios absoluto (PRA), y relativo (PRR). PSN es el periodo supernormal, nombre con que se designa al periodo de fácil excitabilidad cuando el valor del potencial de membrana es cercano al del potencial de reposo.

cio en conjunto se encuentra entre -30mV y -40mV .

Fenómenos mecánicos en el músculo cardíaco. En el músculo cardíaco no se observan los fenómenos mecánicos clásicos del músculo esquelético, por los motivos siguientes:

Fenómeno de la escalera: Este fenómeno no puede observarse en el corazón. Debido a la lev del todo o nada, la excitación de una parte del corazón se extiende por todo el órgano, de manera que todo el miocardio participa de una contracción.

Suma de efectos y tetanización: La frecuencia de la estimulación determina el tipo de respuesta muscular. Debido a la duración de la meseta, que representa el periodo refractario, el miocardio no puede responder a estímulos muy cercanos uno de otro en el tiempo.

LEYES QUE RIGEN AL CORAZÓN

La ley de Frank-Starling o ley del corazón dice que "dentro de límites fisiológicos, el corazón es capaz de impulsar toda la sangre que le llega". En otras palabras, significa que el corazón debe adecuar el gasto cardíaco al retorno venoso. El fundamento de ello se encuentra en el hecho de que, igual que en el músculo esquelético, en el músculo cardíaco la fuerza de la contracción es mayor cuando mayor es la longitud previa de la fibra (ecuación de A. V. Hill).

Si el corazón recibe una cantidad mayor de sangre, las fibras ventriculares sufrirán mayor estiramiento, la longitud previa de las fibras será mayor y la fuerza de contracción también será mayor, con lo cual se podrá aumentar la cantidad de sangre expulsada.

Gasto cardíaco: *es el volumen de sangre expulsado por el corazón por minuto. Es el producto de volumen sistólico x frecuencia cardíaca.*

Retorno venoso: *es el volumen de sangre que recibe el corazón por minuto.*

Ley de Laplace. La ley de Laplace originalmente expresa que $T = P \cdot r$, es decir que la tensión es el producto de la presión por el radio. Permite comprender cómo los capilares no se rompen, gracias al pequeño diámetro. Las variaciones observadas en el espesor de las paredes ventriculares y la influencia de este factor sobre la tensión de la pared dieron origen a una adaptación de la ley de Laplace aplicada al corazón, que expresa lo siguiente:

$$T = \frac{P \cdot r}{2h}$$

Como la contracción ventricular durante el periodo expulsivo de la sístole se considera isotónica, de acuerdo a esta ecuación el producto $P \cdot r$ aumenta en la misma medida en que lo hace $2h$.

La aplicación de la ley de Laplace al corazón explica cómo la dilatación o la hipertrofia cardíaca, que en principio son mecanismos compensadores, representan procesos complejos en parte benéficos y en parte perjudiciales para la eficacia mecánica del corazón.

Una dilatación cardíaca aumenta el radio y disminuye el espesor, aumentando así el valor hallado para T .

Una hipertrofia disminuye el radio y aumenta el espesor, disminuyendo el valor de T .

La presión generada por el miocardio es proporcional a la tensión. A su vez, esta tensión tiene su propia importancia, ya que de ella depende el consumo de energía:

El consumo de energía es el producto de tensión x tiempo.

La dilatación cíclica de los ventrículos entendida como un alargamiento previo de las fibras observado durante el llenado ventricular tiene efecto benéfico sobre el corazón, pero si la dilatación es estructural tiene el efecto de aumentar de manera persistente la tensión de la pared, aumentando el consumo de energía.

Finalmente, cuando la dilatación hace que las fibras sobrepasen la longitud óptima para generar la mayor fuerza de contracción el corazón desfallece.

La ecuación derivada cuando se despeja para la presión es igualmente interesante:

$$P = \frac{T \cdot 2h}{R}$$

Esta relación muestra que un órgano hueco como el corazón desarrolla más presión cuanto mayor es el espesor.

TRABAJO DEL CORAZÓN

El trabajo del corazón consiste en pasar un volumen de sangre desde un sistema de baja presión (el territorio venoso) a un sistema de alta presión (el sistema arterial). Por ello la magnitud de su trabajo es el producto de Volumen x Presión. Para quienes comprendieron el funcionamiento del corazón esto viene a constituir una noción intuitiva, pero se puede demostrar matemáticamente:

Por un lado, el trabajo realizado es el producto de fuerza x distancia: $T = F \cdot e$.

Por otro lado, el volumen es el producto del área de sección por la longitud, o sea

$$V = A \cdot e$$

Entonces, dividiendo por V o su equivalente cada miembro de la primera ecuación se tiene:

$$\frac{T}{V} = \frac{T \cdot e}{A \cdot e}$$

Cancelando e y resolviendo para T se tiene:

$$T = V \frac{F}{A}$$

Como F/A es presión, consecuentemente $T = P \cdot V$.

Siendo el trabajo cardíaco el producto de Volumen x Presión, como se ha visto, los factores que pueden exigir al corazón un mayor trabajo se dividen en:

a- sobrecarga de volumen (pre-carga) representada por el retorno venoso, y

b- sobrecarga de presión (post-carga) representada por la presión aórtica o la resistencia periférica.

Cuantificación del trabajo y la potencia del corazón

Se puede cuantificar el trabajo del corazón con elementos sencillos volviendo a la ecuación $T = F \cdot d$. Se determina así que el trabajo realizado por el corazón con el volumen sistólico corriente es algo menos que un Joule. Por ejemplo, si se atribuye a los 70 ml de volumen sistólico el valor de 0,7 N (100 ml serían aproximadamente 1 N) y la presión media (90 mm Hg) se expresa por la altura alcanzada por una columna de agua y se toma como distancia tenemos:

Trabajo en Joules = $0,7 \text{ N} \times 1,20 \text{ m} = 0,84 \text{ Joule}$.

Si se considera, como es correcto, la duración de todo el ciclo (aproximadamente 0,80 s) la potencia es de 1 W.

Si se considera solamente la duración de la sístole, la potencia calculada es mayor. En efecto, $0,84 \text{ J} / 0,25 \text{ s} = 3,36 \text{ W}$.

RUIDOS CARDÍACOS

Clásicamente se considera al corazón como una bomba aspirante-impelente, lo cual implica que opera en una fase de llenado (diástole) y una de vaciamiento o expulsión (sístole). Ambas fases se reconocen por dos eventos fundamentales que llamamos el primer y segundo ruidos cardíacos. En efecto, el primer ruido cardíaco, que se produce por el cierre de las válvulas auriculoventriculares y otras causas concurrentes, indica el inicio de la sístole. El

segundo ruido, que se debe al cierre de las válvulas sigmoideas (la aórtica a la salida del ventrículo izquierdo y la pulmonar a la salida del ventrículo derecho), indica el inicio de la diástole. En todos los casos la causa principal del cierre de estas válvulas es el gradiente de presión entre cavidades.

Existen otros ruidos cardíacos, conocidos como tercero y cuarto, pero no se oyen en el adulto sano.

La sístole identificada por el primer ruido se conoce como sístole clínica. Otros nombres se deben a sutiles diferencias:

Sístole mecánica: es el tiempo que dura la contracción del ventrículo.

Sístole eléctrica: es el tiempo que dura el potencial de acción de los ventrículos.

Sístole hemodinámica: es el tiempo durante el cual los ventrículos bombean sangre a las arterias aorta y pulmonar.

Los diferentes conceptos de sístole son casi iguales en duración, excepto el caso de la sístole hemodinámica cuya duración es notablemente menor. Esto se debe a que en la última parte del potencial de acción ventricular, que transcurre en forma paralela a la sístole mecánica, ya no se expulsa sangre. Además, al inicio de la sístole eléctrica, mecánica y clínica no se expulsa sangre hasta que los ventrículos puedan generar una presión suficiente para abrir las válvulas aórtica y pulmonar.

Características acústicas de los ruidos cardíacos

El primer ruido tiene una duración de 0,14 segundos y una frecuencia de 25 a 45 Hz. El segundo ruido tiene una duración de 0,11 segundos y una frecuencia de 50 Hz, lo cual le confiere una altura tonal mayor que la del primer ruido. Así, musicalmente hablando, el primer ruido es grave y el segundo es más agudo.

Representación gráfica de los ruidos cardíacos

Los ruidos cardíacos pueden registrarse mediante un sistema de amplificación y un proceso de transducción mecanoeléctrica, de manera que se grafiquen como se ve en la fig. 7-5 A, donde se observa la diferente duración y la diferente frecuencia de ondas acústicas de cada ruido. Este registro se denomina fonocardiograma, que actualmente es computarizado e incluye la utilización de filtros. En la parte inferior (B) se muestra una representación esquemática de los mismos ruidos, de mucha utilidad para que un examinador pueda indicar sus hallazgos acústicos a otra persona, por ejemplo la

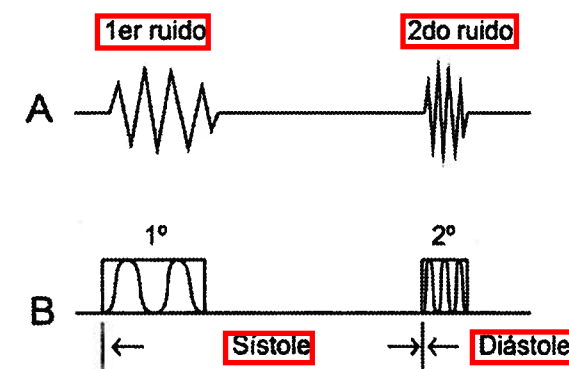


Fig. 7-5. Representación gráfica de los ruidos cardíacos. A- Fonocardiograma. B- Esquema utilizado para graficar la posición de ruidos anormales o soplos. Los ruidos primero y segundo sirven como referencia.

ubicación exacta de soplos u otros ruidos anormales.

LECTURAS RECOMENDADAS

- Barrett K., Barman S., Boitano S. y Brooks H. *Fisiología médica de Ganong*. 23ª edición. Mc Graw Hill, Nueva York, 2010.
- Frumento, A.S. *Biofísica*. 3ª Edición. Mosby/Doyma. Madrid, 1995.
- Rontó G., Tarján, I. *An Introduction to Biophysics with medical orientation*. 3rd Ed. Semmelweis Kiadó. Budapest, 1999.
- Tresguerres, J.A.F. *Fisiología Humana*. 4ª Ed. McGraw Hill. México, 2010.

8

Electrocardiografía

*Bases físicas de la electrocardiografía**Vectores cardíacos**Derivaciones electrocardiográficas**Convenciones ECG. Sistema de referencia hexa-axial**Elementos del trazado ECG normal**Cálculo del eje eléctrico*

BASES FÍSICAS DE LA ELECTROCARDIOGRAFÍA

La electrocardiografía es el registro gráfico de los potenciales eléctricos generados por el corazón, captados desde la superficie. La técnica de la electrocardiografía fue creada por Willem Einthoven, holandés, quien la elaboró durante varios años y la dio a conocer en 1906. En 1924 fue galardonado con el Premio Nobel de Fisiología.

Para comprender los fundamentos de su registro debemos comenzar por asimilar perfectamente los siguientes hechos:

–En el sitio excitado de la membrana cardíaca se produce una inversión de la polaridad.

–Esta condición se desplaza en dirección longitudinal de la fibra cardíaca, pero sólo en un sentido puede progresar, ya que en el sentido contrario se detendrá al llegar a la fibra vecina que se encuentra en período refractario (función de la meseta).

–El desplazamiento se produce en forma de un dipolo (un par de cargas de signo contrario). Este dipolo puede describirse en la superficie de la membrana como una carga positiva por

delante y una carga negativa que se desplaza detrás de ella.

–El promedio de las direcciones en que se desplazan los dipolos puede representarse como un vector, existiendo un vector diferente para cada instante.

VECTORES CARDÍACOS

La propagación de potenciales de acción en el corazón puede representarse por vectores. Estos son símbolos matemáticos que representan magnitudes con un sentido espacial.

Un vector es un símbolo matemático que representa cantidades que tienen una dirección y sentido.

En los ventrículos los potenciales de acción se propagan siguiendo direcciones que cambian de un momento a otro, ya que deben seguir una trayectoria irregular. La intensidad del potencial de acción (amplitud de la variación) también varía según la cantidad de masa muscular involucrada en cada instante. El tiempo que lleva esta propagación puede descomponerse en infinita cantidad de instantes, por lo cual la propagación del impulso cardíaco puede

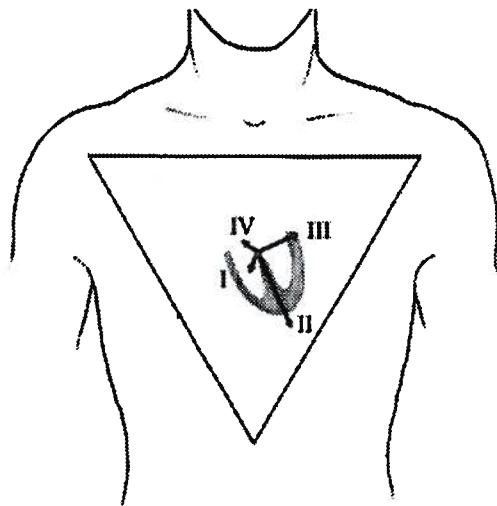


Fig. 8-1. Vectores ventriculares. El triángulo dentro del cual se grafican es el triángulo de Einthoven que se explica más adelante.

representarse con infinita cantidad de vectores. Sin embargo, podemos seleccionar los instantes más significativos y representar la propagación del potencial de acción como si fuera una historieta en cuatro cuadros, considerando los cuatro principales vectores:

Primer vector: se dirige hacia abajo y ligeramente a la derecha.

Segundo vector: se dirige hacia la punta del corazón, recorriendo el tabique interventricular.

Tercer vector: representa la despolarización de las paredes ventriculares desde el tabique hacia los lados. Este proceso se lleva a cabo tanto hacia la derecha como hacia la izquierda, pero como hay más masa muscular en el ventrículo izquierdo el vector neto resultante se dirige hacia la izquierda.

Cuarto vector: la última parte del ventrículo en despolarizarse es la base de los ventrículos y la parte posterior del tabique, de manera que el vector en los últimos instantes se dirige hacia arriba y un poco a la derecha.

VECTOR QRS MEDIO O EJE ELÉCTRICO DEL CORAZÓN

La resultante de los cuatro vectores principales es un vector único denominado eje eléc-

trico del corazón. En el plano frontal de un individuo, este vector medio habitualmente tiene la dirección del tabique interventricular.

En los gráficos siguientes se observan los cuatro vectores principales y la posición del eje eléctrico o vector QRS medio. La convención de signos usada en electrocardiografía para expresar en grados la posición de los ejes y vectores queda ilustrada en el gráfico del **sistema de referencia hexa-axial** (ver más adelante). De acuerdo con esta convención, la dirección típica del vector QRS medio se encuentra cercano a los 60° , pero se considera normal a todo eje eléctrico ubicado entre -30° y 110° .

VECTOR DE DESPOLARIZACIÓN AURICULAR

La despolarización de la aurícula se inicia en el nódulo sinoauricular y desde allí se propaga hasta el nódulo auriculoventricular por fibras que constituyen una vía preferencial, las vías internodales. Como la forma de las aurículas es más sencilla que la de los ventrículos, el vector auricular suele describirse como un vector único cuya dirección sigue la línea que une ambos nódulos.

VECTORES DE REPOLARIZACIÓN

Ondas de repolarización. Un comentario especial merecen las ondas de repolarización. Por un lado, la repolarización de las aurículas no se observa en el electrocardiograma por estar superpuesta al complejo QRS.

En cuanto a la repolarización de los ventrículos, llamará la atención el hecho de que esté representada por ondas positivas cuando el QRS también es positivo. Era de esperar que ambos fenómenos mostraran ondas opuestas, ya que la repolarización en una fibra sigue el mismo sentido que la despolarización, pero con las polaridades invertidas. Curiosamente, el sentido de la repolarización ventricular no es el que esperamos, sino al revés (desde la periferia hacia el endocardio). Existen dos

hipótesis para explicarlo: a) el potencial de acción dura menos tiempo en el miocardio subepicárdico que en el subendocárdico, entonces, el sentido de propagación de la repolarización es desde el miocardio subepicárdico hacia el miocardio subendocárdico; b) el miocardio subendocárdico tiene menor temperatura debido a la sangre "fría" procedente de los pulmones y las extremidades, de manera que los cambios de potencial sean más lentos y la repolarización se inicia en el subepicardio.

LOS VECTORES Y LOS TRAZADOS ELECTROCARDIOGRÁFICOS

Los vectores cardíacos permiten relacionar los eventos eléctricos del corazón con los distintos elementos que se observan en un electrocardiograma. En efecto, los trazados electrocardiográficos consisten en partes horizontales, que representan el tiempo en el que no se observa ninguna actividad eléctrica, y ondas o picos ascendentes o descendentes, consecuencia de corrientes ya sea de despolarización o repolarización.

La morfología de las ondas dependerá de:

- la posición del vector respecto al eje de una derivación.
- la magnitud del vector, que determinará la amplitud de las ondas.

DERIVACIONES ELECTROCARDIOGRÁFICAS

El electrocardiograma es el registro, en papel o en un osciloscopio, de ondas que se producen por el paso de corrientes entre dos electrodos. Cada disposición o arreglo de los electrodos para el registro, con una posición y polaridad que se les atribuye convencionalmente, se denomina *derivación electrocardiográfica*.

Las ondas que se observan en un electrocardiograma son consecuencia de corrientes ocurridas entre los electrodos que conforman una

derivación. En otras palabras, cada derivación electrocardiográfica pone de manifiesto las corrientes que se deben a diferencias de potencial entre electrodos. Cuando no existen estas diferencias de potencial los dos electrodos están expuestos a un campo eléctrico similar, lo cual no promueve ningún flujo de corriente.

Si, por el contrario, existe una diferencia de potencial, los campos eléctricos en las inmediaciones de cada electrodo expresan fuerzas de sentidos opuestos y esto hace que los electrones del conductor que une los electrones fluyan repelidos por el campo generado por el potencial negativo y atraídos por el campo generado por el potencial positivo.

Los electrodos que conforman las derivaciones se sitúan en el plano frontal o en el plano transversal, lo cual representa la principal forma de dividir las derivaciones electrocardiográficas.

En las derivaciones en el plano frontal se registra la diferencia de potencial entre dos electrodos, por lo cual son derivaciones bipolares.

Las derivaciones en el plano transversal son registros unipolares: en lugar de combinar un electrodo positivo con uno negativo utiliza un electrodo, denominado explorador, en contraposición con un electrodo a potencial cero, lo que viene a ser igual que un electrodo conectado a tierra.

DERIVACIONES EN EL PLANO FRONTAL

Están constituidas con electrodos colocados en los antebrazos y la pierna izquierda del individuo. Un cuarto electrodo, colocado en la pierna derecha, se conecta a tierra. La ubicación de los electrodos de los antebrazos suele mencionarse indistintamente como "hombro" o "brazo". Los electrodos están conectados a un galvanómetro interpuesto entre ambos, que registrará si existe una corriente que lo atraviesa.

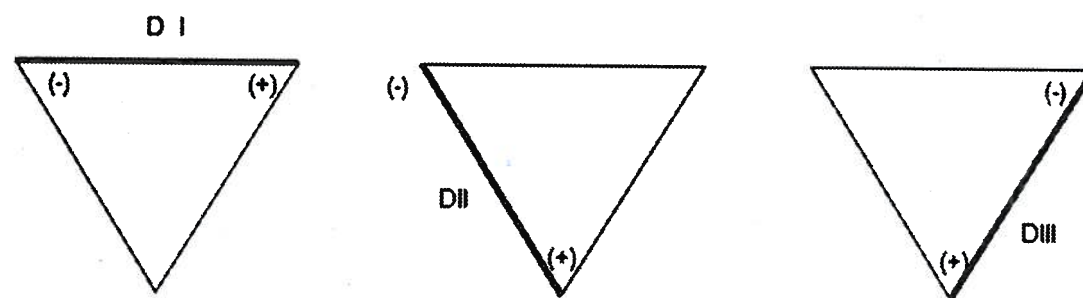


Fig. 8-2. Formación de las derivaciones bipolares o standard. Se observan la dirección y la polaridad.

DERIVACIONES BIPOLARES STANDARD (SISTEMA DE EINTHOVEN)

En sus inicios, y durante tres décadas, solamente existieron estas derivaciones, creadas por el mismo Einthoven, formadas por tres electrodos que se turnaban para conectarse en pares al galvanómetro que registraba las corrientes.

Un electrodo conectado a una extremidad recogería la diferencia de potencial con un electrodo de referencia a potencial cero o la tierra; estos voltajes podemos denominar VR (voltaje derecho), VL (voltaje izquierdo) y VF (voltaje del pie). Como los electrodos de las extremidades están a bastante distancia del corazón, los potenciales recogidos se verán de poca amplitud, hecho que requiere ser compensado con algún artificio. Esto se logra registrando la diferencia de potencial entre electrodos y no la diferencia de potencial con la tierra (potencial cero). Las derivaciones así formadas se designan con la letra D y los números romanos I, II y III.

DI: registra las corrientes debidas a la diferencia de potencial entre el brazo derecho (-) y brazo izquierdo (+).

Dicho de otro modo, $DI = VR - VL$.

DII: registra las corrientes debidas a la diferencia de potencial entre el brazo derecho (-) y pierna izquierda (+), es decir $DII = VR - PI$.

DIII: registra las corrientes debidas a la diferencia de potencial entre el brazo izquierdo (-) y pierna izquierda (+), o sea $DIII = VL - PI$.

Cuando el vector instantáneo de despolarización se acerque al electrodo explorador se registrará un cambio transitorio del potencial, lo cual será registrado por un galvanómetro. Convencionalmente, el cambio de potencial queda indicado como sigue:

Si el vector instantáneo se acerca al electrodo positivo el galvanómetro indica un valor positivo y los aparatos de registro trazan una deflexión positiva (una onda por encima de la línea isoelectrica o cero). Si, por el contrario, el vector se aleja del electrodo positivo se traza una deflexión negativa (una onda por debajo de la línea isoelectrica).

Además del acercamiento o alejamiento del electrodo positivo, importa si el vector lo hace en forma paralela, oblicua, perpendicular, o antiparalela (en sentido diametralmente opuesto al del eje de la derivación):

Si la dirección es paralela la deflexión será lo más positiva posible,

Si la dirección es oblicua la deflexión será de menor amplitud,

Si la dirección es perpendicular la deflexión será en parte positiva y en parte negativa, lo cual se denomina onda isobifásica. Esto se ve clásicamente en la derivación aVL, cuya posición se verá más adelante.

Si la dirección es diametralmente opuesta se verá una deflexión negativa.

Cuando ambos electrodos registran el mismo potencial el galvanómetro marca cero, ya que no hay diferencia de potencial, el aparato de registro traza una línea isoelectrica.

TRIÁNGULO DE EINTHOVEN Y LEY DE EINTHOVEN

En 1912 Einthoven describió un triángulo equilátero formado por las direcciones del eje de las derivaciones bipolares standard, posteriormente conocido como triángulo de Einthoven.

LEYES DE KIRCHOFF Y EINTHOVEN

La ley de KIRCHOFF, aplicada a la electrocardiografía, establece que: la suma de los potenciales VR, VL y VF es nula:

$$VR + VL + VF = 0.$$

Análogamente, también la suma de las diferencias de potencial es nula:

$$DI + DII + DIII = 0.$$

Ley de Einthoven: La historia dice que Einthoven "cambió la polaridad de DII" y por ello:

$$DI + (-DII) + DIII = 0.$$

$$\text{Por lo tanto } DI + DIII = DII.$$

La ley de Einthoven dice que el voltaje de DII puede deducirse de la suma algebraica de DI y DIII.

¿Qué significa que Einthoven "cambió" la polaridad?: en el triángulo considerado para la ley de Kirchhoff cada electrodo actúa con una polaridad en una derivación y polaridad opuesta en otra derivación, obsérvese el dibujo de la izquierda. En la configuración diseñada por Einthoven los electrodos de brazo derecho y pierna izquierda actúan con la polaridad invertida en DII, obsérvese el triángulo de la derecha.

¿Qué motivó a Einthoven a cambiar la polaridad? Simplemente que con el orden lógico las ondas en DII resultaban negativas y él deseaba que fueran positivas en las tres derivaciones.

DERIVACIONES AUMENTADAS DE LAS EXTREMIDADES (SISTEMA DE GOLDBERGER)

Estas derivaciones, creadas por Emanuel Goldberger en 1942, registran las corrientes producidas por la diferencia entre el potencial registrado por uno de los tres electrodos de las extremidades y el potencial combinado de los otros dos electrodos. Los potenciales obtenidos con este artificio son 50% más amplios que si se registraran simplemente como VR, VL y VF, por lo cual han recibido el nombre de aVR, aVL y aVF.

Esta misma amplificación ya se había obtenido con el registro en las derivaciones bipolares standard, por lo cual cabe preguntarse por qué se atribuye la cualidad de "aumentadas" a estas derivaciones solamente. La explicación está en que para entonces ya existían las derivaciones precordiales que carecían de esta amplificación. Creemos que la esencia de las derivaciones "aumentadas" es la conformación de nuevos ejes, es decir la instalación de nuevas posiciones desde donde examinar el corazón, como ángulos de observación para un fotógrafo.

aVR: (voltaje aumentado derecho) el electrodo positivo es el del brazo derecho.

aVL: (voltaje aumentado izquierdo) el electrodo positivo es el del brazo izquierdo.

aVF: (voltaje aumentado de la pierna) el electrodo positivo es el de la pierna izquierda.

El electrodo combinado o intermedio utilizado para el registro de aVR, aVL y aVF se obtiene conectando dos electrodos al mismo borne negativo (terminal de Goldberger); el tercer electrodo conectado a la terminal positiva actúa como electrodo explorador. Las conexiones a la terminal de Goldberger se hacen a través de resistencias de 5.000 W.

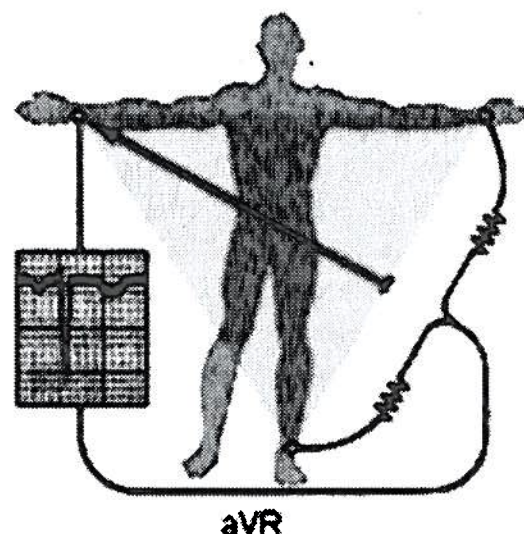


Fig. 8-3. Construcción de una derivación aumentada de miembros, en este caso aVR. Se quiere mostrar especialmente la dirección del eje de la derivación. El triángulo sombreado está formado por los ejes de las derivaciones bipolares standard.

SISTEMA DE REFERENCIA HEXA-AXIAL

Para analizar mejor los trazados J. J. Bailey desplazó paralelamente los lados del triángulo de Einthoven haciéndolos pasar por el centro, obteniendo tres ejes separados entre sí por 60 grados. Creó así una especie de cuadrantes, o más bien "sextantes" en los que cada eje tenía una mitad positiva y otra negativa.

Las derivaciones "aumentadas" de las extremidades también tienen sus ejes en el plano frontal. Si agregamos sus ejes a los de las derivaciones bipolares standard, tendremos seis diámetros separados entre sí por 30 grados (fig. 8-5).

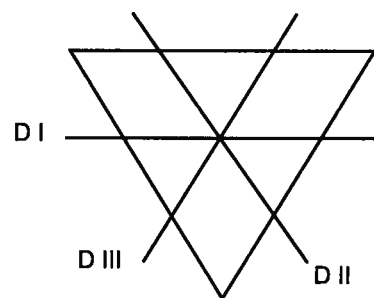


Fig. 8-4. La ubicación de los ejes de las derivaciones DI, DII y DIII es el primer paso para comprender el sistema de referencia hexa-axial.

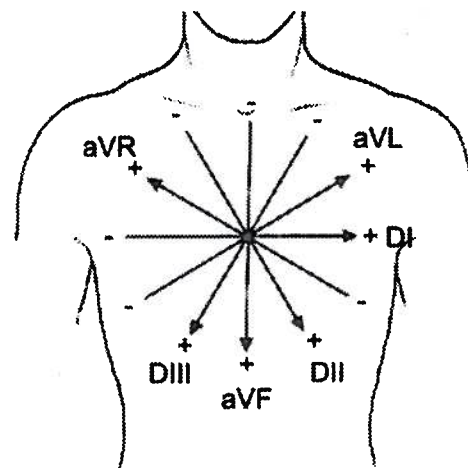


Fig. 8-5. Sistema de referencia hexa-axial que establece convencionalmente la nomenclatura para la posición en grados de los ejes de las derivaciones del plano frontal.

El sistema convencional de coordenadas en electrocardiografía establece que el extremo positivo del eje de DI, ubicado a las tres del reloj, corresponde a cero grados; a partir de allí los grados se cuentan en el sentido de las agujas del reloj, de manera que el extremo positivo de aVF, a las seis del reloj, corresponde a 90° y el semicírculo inferior es positivo. El semicírculo superior contiene los dos cuadrantes negativos.

DERIVACIONES PRECORDIALES (SISTEMA DE WILSON)

Son derivaciones unipolares en el plano transversal. Fueron creadas por Frank Wilson en 1935 para observar mejor a los ventrículos.

Están constituidas por un electrodo colocado cerca del corazón, conectado a la terminal positiva (electrodo explorador) y otro conectado a potencial cero. Al ser unipolares las derivaciones precordiales no muestran amplitudes "aumentadas" en los trazados, pero compensan ese hecho con la proximidad al tejido miocárdico, de manera que la amplitud de las ondas es similar a la observada en las derivaciones bipolares.

El electrodo a potencial cero se obtiene conectando juntos los electrodos de las extremidades (pasando por resistencias de 5.000 W) a

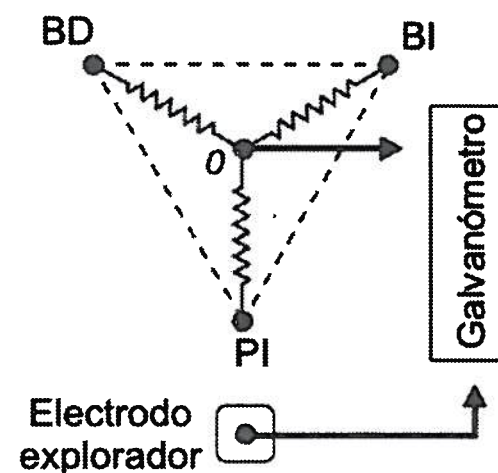


Fig. 8-6. Construcción de las derivaciones precordiales.

la misma terminal negativa (terminal central de Wilson). Este artificio se basa en la ley de Kirchhoff, según la cual la suma de los potenciales VR, VL y VF es igual a cero.

Las derivaciones precordiales se designan con la letra V y números del 1 al 6.

Posición del electrodo explorador:

V1 - 4° espacio intercostal derecho, junto al borde del esternón.

V2 - 4° espacio intercostal izquierdo, junto al borde del esternón.

V3 - Equidistante entre V2 y V4.

V4 - 5° espacio intercostal izquierdo, línea hemiclavicular.

V5 - en el mismo plano transversal que V4, sobre la línea axilar anterior.

V6 - en el mismo plano transversal que V4 y V5, sobre la línea axilar media.

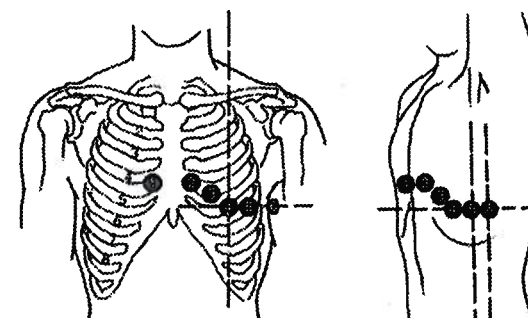


Fig. 8-7. Ubicación de los electrodos exploradores en las derivaciones precordiales.

Las derivaciones precordiales presentan ciertas particularidades que hacen necesario reubicarse, como si se hablara un idioma distinto, en la electrocardiografía en el plano transversal.

1. La configuración de las derivaciones utiliza un electrodo a potencial cero en contraposición con un electrodo explorador.
2. El eje de cada derivación precordial se traza uniendo el nódulo AV (punto de partida de los potenciales ventriculares) y la posición de cada electrodo.
3. El eje eléctrico (vector QRS medio) en el plano transversal se dirige hacia la izquierda y hacia atrás. Esto se debe a que, teniendo en cuenta solamente el plano transversal, el ventrículo derecho se encuentra mirando hacia adelante y hacia la derecha, mientras que el ventrículo izquierdo mira hacia la izquierda y hacia atrás. Como el ventrículo izquierdo tiene mayor masa muscular, el vector QRS medio ventricular es influido predominantemente por los vectores izquierdos, lo cual determina la dirección mencionada.

En el gráfico de abajo se observa la dirección del eje eléctrico del corazón, en una representación transversal de un individuo visto desde los pies.

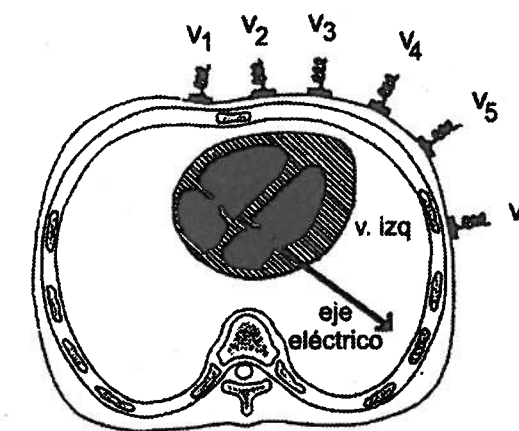


Fig. 8-8. Posición del eje eléctrico en el plano transversal. En principio puede sorprender que se dirige hacia atrás.

INTERPRETACIÓN DE LAS DEFLEXIONES U ONDAS

Cuando un potencial de acción se propaga, son las características del vector las que determinan la onda registrada:

Si la dirección y sentido del vector es hacia el electrodo positivo (o explorador en las derivaciones precordiales) la deflexión es positiva. Si la dirección y sentido es alejándose del electrodo, la deflexión será negativa. La altura de las ondas dependerá del módulo (magnitud) del vector.

De acuerdo a lo anterior, la onda P es siempre positiva (en el corazón en posición normal) en DII porque el vector auricular va del nódulo SA al nódulo AV, es decir la despolarización se dirige hacia la pierna izquierda, donde se encuentra el electrodo positivo de DII.

Del mismo modo, en aVR las ondas son siempre negativas porque con la dirección y sentido mencionados antes, el potencial de acción se aleja del electrodo positivo que se encuentra en el brazo derecho.

En V_1 , y tal vez también en V_2 , las ondas del QRS son predominantemente negativas porque el vector se aleja de los electrodos exploradores. Nótese que, en este caso, las ondas P y T siguen siendo positivas, lo cual distingue a este registro del obtenido en aVR.

DESCRIPCIÓN DEL PAPEL ECG

Para la evaluación del trazado electrocardiográfico, el registro se hace en papel termosensible milimetrado. Cuando el registro está en su valor standard y con un desplazamiento del papel a 2,5 mm por segundo, cada milímetro vale, en sentido horizontal, 0,04 seg. En sentido vertical vale 0,1 mv. Con esta referencia se mide la duración y el voltaje de las ondas.

ELEMENTOS DEL TRAZADO NORMAL

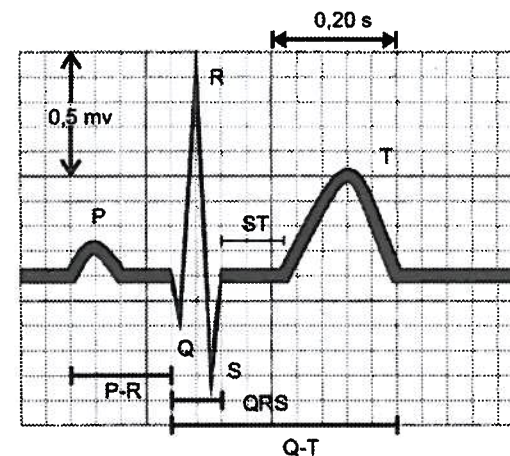


Fig. 8-9. Ondas, intervalos y segmentos del trazado electrocardiográfico.

Onda P e intervalo PQ o PR

La onda P se debe a la despolarización auricular. Su voltaje no debe exceder de 0,25 mv. Su duración normal es de 0,06 a 0,10 seg. Intervalo PQ o PR: comprende desde el inicio de la onda P hasta el inicio de la onda Q (cuando no existe onda Q se considera hasta el inicio de la onda R). Significa la propagación del potencial de acción desde el nódulo sinoauricular hasta su entrada al ventrículo. Su valor normal es de 0,12 a 0,20 seg.

Complejo QRS

Corresponde a la despolarización ventricular. Su duración normal es de 0,06 a 0,10 seg. Su límite normal en voltaje es difícil de establecer. Un límite interesante es el conocido como "criterio de hipertrofia" según el cual cuando el voltaje del QRS excede de 3,5 mV sumando el voltaje de la R más positiva y la S más negativa (observables en V_1 y V_5 o en V_2 y V_6 respectivamente) se puede afirmar que existe una hipertrofia ventricular.

Onda Q: es la expresión de vectores instantáneos que proyectan un valor negativo sobre el eje de la derivación que se esté registrando. Se considera que su amplitud no debe ser

mayor que la cuarta parte de la amplitud de la onda R. Debido a la trayectoria inicial de la despolarización ventricular esta onda no está siempre presente.

Onda R: indica que el vector instantáneo tiene un valor positivo en el eje de la derivación correspondiente (su proyección cae en el hemieje positivo).

Onda S: indica que el vector tiene un valor negativo en la dirección del eje de la derivación correspondiente.

Intervalo R-R: es el intervalo de tiempo entre dos ondas R sucesivas. Permite calcular la frecuencia cardíaca.

Segmento ST y onda T

Segmento ST: comprende desde el fin de la onda S hasta el inicio de la onda T. No se mide su valor sino si está elevado o descendido respecto a la línea horizontal de potencial cero.

Onda T: corresponde a la repolarización del ventrículo. Esta onda comienza a elevarse a medida que la meseta termina. Hay que observar si está invertida, en cuyo caso significa isquemia (falta de riego sanguíneo).

Intervalo QT: comprende desde el inicio de la onda Q hasta el fin de la onda T. Representa a la despolarización y la repolarización ventricular. Su valor normal varía con la frecuencia cardíaca, pero un promedio habitual es de 0,38 segundos.

QT corregido: es un parámetro que permite tener un valor de referencia fijo para cualquier frecuencia cardíaca.

$$QTc = \frac{QT}{\sqrt{R-R}}$$

R-R es aquí el intervalo entre ondas R o sea la duración del ciclo cardíaco en segundos.

El valor normal del QTc es igual o menor que 0,44. Este valor no es el tiempo en segundos sino un cociente.

Otro criterio sencillo para evaluar la duración del QT independientemente de la frecuen-

cia cardíaca: no debe durar más de la mitad del intervalo R-R precedente.

Determinación de la frecuencia cardíaca

Se divide 1500 por el número de cuadritos pequeños entre dos ondas R vecinas (es lo mismo que la distancia en mm). La cifra 1500 es el cociente entre la velocidad de desplazamiento del papel (velocidad standard 2,5 cm / s) y el valor en segundos de un mm a esa velocidad.

En efecto, $2,5 / 0,04 = 1500$.

Cálculo del eje eléctrico

Método de la isobifásica: Buscando en las seis derivaciones del plano frontal, se busca aquella en la que el complejo QRS sea tanto positivo como negativo (la altura de R sea igual a la amplitud de la S). Este tipo de complejo se denomina isobifásico. El eje eléctrico estará en el eje de la derivación que sea perpendicular al eje de la isobifásica. Por ejemplo, si la isobifásica se observa en aVL, el eje eléctrico deberá estar sobre un eje perpendicular, que en tal caso sería DII. Ahora bien, para expresar la posición del eje eléctrico en grados existe la posibilidad de que corresponda a 60° o a -120° . En efecto, la deducción anterior sólo nos dice la dirección del eje eléctrico y no el sentido, que puede ser hacia cualquiera de los extremos de DII. Ya conocemos dónde se encuentra el extremo positivo de cada eje, y que cuando el potencial de acción se acerca al polo positivo se registra una deflexión positiva. Por lo tanto, para confirmar que la posición corresponde a 60° el QRS en DII debe ser positivo. Si fuera negativo, significaría que la posición corresponde a -120° , es decir el extremo opuesto.

Método analítico. El vector medio del QRS es la resultante de varios vectores, por lo tanto puede obtenerse a partir de los componentes del vector sobre diversos ejes. La proyección del vector medio sobre cada eje es lo mismo que en física llamamos descomposición del

vector, por lo tanto, si procedemos a la inversa, teniendo el valor del vector sobre los ejes y hallamos la resultante obtendremos el eje eléctrico del corazón. El valor del vector en cada derivación está indicado por el voltaje medio del QRS en el registro ECG de esa derivación.

Método A - Utilizando la proyección del eje eléctrico sobre DI y aVF

Primer paso: se obtiene el voltaje medio del QRS en DI y aVF. Para esto se observa atentamente el trazado y se cuentan los milímetros por encima y por debajo de la línea isoelectrica (línea de base o cero). La suma algebraica de estos resultados nos dará el voltaje +medio. Por ejemplo, $+7 - 2 = +5$.

Segundo paso: el voltaje medio en DI se traslada al eje de DI contando desde el centro hacia uno de los extremos del eje (según el signo del resultado) tantos milímetros como milímetros tenga el voltaje medio.

Tercer paso: desde los puntos alcanzados, se traza una perpendicular a los ejes de DI y aVF.

Cuarto paso: las perpendiculares o sus prolongaciones deben cruzarse en algún punto; esta intersección a su vez se une con el origen

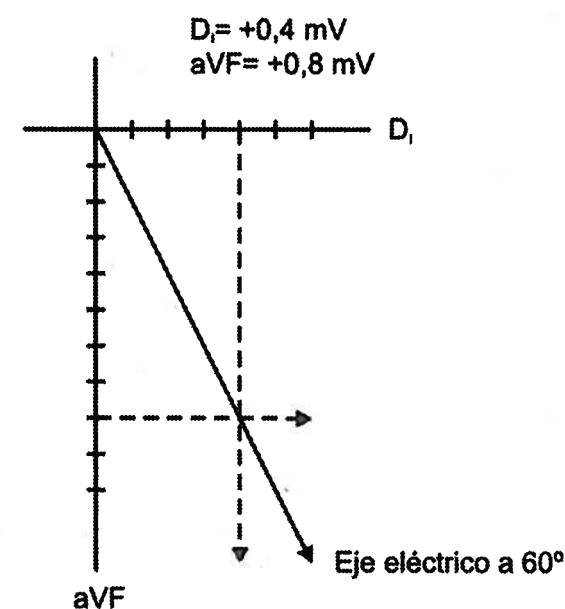


Fig. 8-10. Método analítico a partir de la medición de voltajes en DI y aVF.

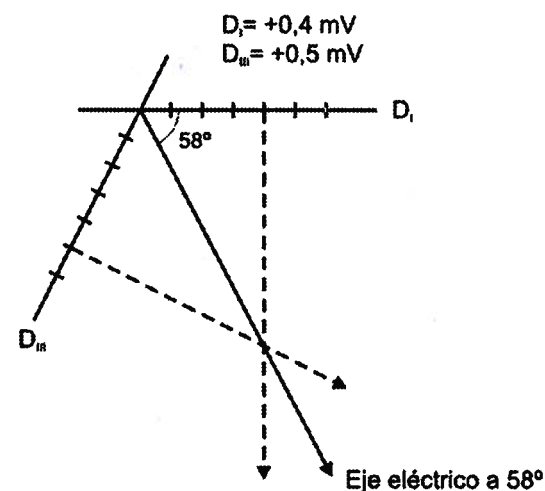


Fig. 8-11. Método analítico a partir de los valores del QRS en DI y DIII.

de las coordenadas. La recta obtenida representa el eje eléctrico del corazón o vector medio del QRS.

Quinto paso: el eje eléctrico obtenido apunta a alguna parte de la esfera de un reloj imaginario, lo cual nos permite dar la posición en grados a simple vista: si el eje apunta a las 3, corresponde a 0° ; si apunta a las 4, corresponde a 30° ; si apunta a las 5 corresponde a 60° y si apunta a las 6 corresponde a 90° . etc.

Naturalmente aquí hay que recordar la convención de signos en electrocardiografía, la cual se observa en el gráfico del sistema hexaxial. Obsérvese que el semicírculo superior es negativo, y el semicírculo inferior es positivo.

Método B - Utilizando la proyección del eje eléctrico sobre DI y DIII

Se siguen las mismas instrucciones que en el método anterior, aunque las presentaremos con otras palabras por si sirve de ampliación explicatoria.

Primero, se obtiene la suma algebraica del voltaje del QRS en DI y DIII. De acuerdo a los valores obtenidos, se trasladan estos valores, en el sistema triaxial, a los ejes de DI (horizontal) y de DIII (120 grados). La distancia recorrida indica el punto desde el cual se deberán trazar una perpendicular a DI y otra a DIII. Por

último, la intersección de estas perpendiculares debe unirse con el centro de los ejes, obteniéndose así la posición del eje eléctrico.

Para expresar el eje eléctrico en grados se debe trasladar mentalmente o con un compás a un sistema sexagesimal. A ojo es sencillo hacerlo, el extremo derecho de la línea horizontal (hora 3 del reloj) corresponde a cero grados. El extremo inferior de la vertical (hora 6 del reloj) corresponde a 90 grados.

LECTURAS RECOMENDADAS

- Barrett K., Barman S., Boitano S. y Brooks H. *Fisiología médica de Ganong*. 23ª edición. Mc Graw Hill, Nueva York, 2010.
- Frumento, A.S. *Biofísica*. 3ª Edición. Mosby/Doyma. Madrid, 1995.
- Rontó G., Tarján, I. *An Introduction to Biophysics with medical orientation*. 3ª Ed. Semmelweis Kiadó. Budapest, 1999.
- Tresguerres, J.A.F. *Fisiología Humana*. 4ª Ed. McGraw Hill. México, 2010.

*El estado líquido**Densidad**Viscosidad**Tensión superficial y capilaridad***EL ESTADO LÍQUIDO**

Los líquidos son materia en un estado físico particular debido a la poca fuerza de atracción entre sus moléculas. De todas maneras, las moléculas en los líquidos se agrupan en pequeñas partículas, lo que permite aplicarles conceptos de mecánica de fluidos. Actualmente en vez de la frase estado físico se prefiere la frase estado de agregación. Los líquidos no tienen forma propia, adoptan la del recipiente que los contiene, pero su volumen es constante. Son entonces incompresibles. En física se dice que esto permite fenómenos como la fluidez y la viscosidad, pero en Biofísica es justo hacer notar que esto es vital para los animales: en efecto, si los líquidos pudieran comprimirse la contracción cardíaca no produciría la expulsión de la sangre, simplemente el volumen ventricular se convertiría en una pequeña bola. Tampoco serían posibles otros fenómenos hemodinámicos.

DENSIDAD O MASA ESPECÍFICA

Es la masa por unidad de volumen.

$$\text{Densidad} = \frac{\text{masa}}{\text{volumen}}$$

En ese sentido es correcto y apropiado expresar la densidad en gramos / ml. Sin embargo, la unidad SI es el Kg/m³.

Para considerar la influencia de la gravedad, se utiliza el concepto de peso específico, es decir el peso de un volumen de líquido en relación al de otro conocido, convencionalmente el agua destilada.

$$\text{Peso específico (gravedad específica)} = \frac{\text{peso de una sustancia}}{\text{Peso de un volumen igual de agua}}$$

El peso específico es entonces una cantidad adimensional.

Siendo el agua la sustancia de referencia, es obvio que su peso específico es 1. Para las demás sustancias el peso específico y la densidad pueden ser distintas si varía la fuerza de la gravedad. Así, se considera al agua con densidad o peso específico 1, a 4°C de temperatura en que el agua tiene máxima densidad.

A 0 °C la densidad del agua destilada, es decir sin sustancias disueltas en ella, es de sólo 0,99984. A 4 °C alcanza su densidad máxima que es 0,99994. A partir de la mencionada temperatura la densidad del agua disminuye en relación inversa con la temperatura:

a 15 °C es de 0,99904

a 30 °C es de 0,995

a 100 °C es de 0,958

Dilatación anómala del agua: es el fenómeno que explica lo apuntado en el párrafo anterior. Se debe a que al agua congelada se encuentra en forma de cristales y ocupa mayor volumen, la acomodación que le permite ocupar menor volumen al descongelarse se completa recién a la temperatura de 4 °C.

Densidad de otras sustancias:

Sólidos:

madera	0,3-0,9 (según la variedad)
hueso	1,7 - 2,0
vidrio	2,4 - 2,8
aluminio	2,7
acero	7,8
hierro	7,8
plomo	11
oro	19

Líquidos:

nafta	0,70
alcohol etílico	0,80
gasoil	0,85
aceite comestible	0,90 (según el tipo)
agua de mar	1,025
sangre completa	1,050
mercurio	13,6

Gases:

Oxígeno	1,43 gramos por litro
Aire	1,3
Helio	0,18
Hidrógeno	0,09.

Densidad de los líquidos corporales

A la temperatura corporal el plasma tiene una densidad de 1,025 y la sangre completa 1,055 aprox. dependiendo del hematocrito.

El peso específico de la orina oscila alrededor de 1,020 dependiendo de la función del riñón para conservar o eliminar agua.

VISCOSIDAD

La viscosidad es la propiedad de los líquidos de oponer resistencia al desplazamiento tangencial de capas líquidas dentro de un régimen laminar. En pocas palabras es la dificultad de un líquido para fluir debido al rozamiento interno, es decir entre las capas de flujo en el líquido. Suele definirse también la viscosidad como la resistencia de un fluido a la deformación, lo cual de la misma manera implica una dificultad para el desplazamiento de las capas. El rozamiento externo, entre el líquido y las paredes del conducto, es otro factor para la oposición al flujo, pero no constituye la viscosidad. Conviene recordar aquí que la resistencia a la circulación inherente a los conductos está representada por el diámetro y la longitud de los conductos, que determinan el rozamiento externo: a mayor diámetro menor rozamiento externo.

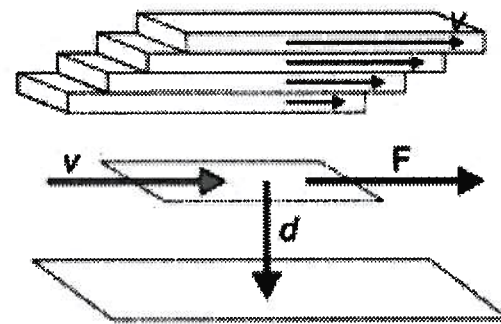


Fig. 9-1. Gráfico que muestra el desplazamiento de capas de líquido una sobre otra. La dificultad para este movimiento constituye la viscosidad.

Como ocurre con la tensión superficial y la densidad, la viscosidad de los líquidos disminuye con la temperatura. Si el flujo es turbulento la viscosidad aumenta, por la absorción de energía disminuye el flujo.

Unidad de viscosidad. La viscosidad de un líquido se expresa por su coeficiente de viscosidad, el cual se deduce como sigue:

La fuerza necesaria para desplazar una capa de líquido sobre otra es directamente proporcional al producto de la velocidad y la superficie de contacto entre las capas; es inversamente proporcional a la distancia a que se encuentra la pared. Esto es cierto en cualquier líquido, pero este cociente es modificado por un factor que depende de la naturaleza de cada líquido, y que debe actuar como constante de proporcionalidad. Lo denominaremos coeficiente de viscosidad. Por lo tanto, la fuerza necesaria queda determinada por.

$$F = \eta \cdot \frac{v \cdot S}{d}$$

Podemos resolver esta ecuación para η :

$$\eta = \frac{F \cdot d}{S \cdot v}$$

Se observa claramente que el cociente F / S es una unidad de presión. Asimismo, reduciendo a su mínima expresión d/v nos da la unidad de tiempo. Por lo tanto, al coeficiente de viscosidad de un líquido corresponde la unidad Pascal por segundo (Pa · s).

Si bien en términos estrictamente físicos y en el SI la unidad debe ser la que acabamos de obtener, es muy usada la unidad "Poise", cuyo nombre es un homenaje a Poiseuille, y basada en unidades cgs (1 "poise" = 1 dina · seg / cm²). Cada Poise, así como cada Pascal x seg, son unidades muy grandes para la mayoría de los líquidos, de manera que se usa mucho el centipoise (cp) que coincide con la viscosidad del agua a 20 °C.

1 Pa · s = 10 Poises; naturalmente, 1/cp equivale a 1 milipascal · s.

En la práctica la viscosidad se expresa en unidades relativas a la viscosidad del agua a la que se adjudica un valor igual a 1.

VISCOSIDAD DE LA SANGRE

La viscosidad relativa de la sangre completa con hematocrito normal es aproximadamente 3,5 y la del plasma solamente es de 2-2,2. La viscosidad de la sangre es muy variable, debido a su naturaleza heterogénea compuesta de células suspendidas en agua, de manera que la viscosidad de la sangre depende más que nada de la proporción de glóbulos en la sangre (hematocrito).

Fenómeno de Fahräus - Lindqvist: al disminuir el calibre de los capilares la viscosidad de la sangre disminuye. Esto es muy conveniente para el organismo, ya que de lo contrario la resistencia a la circulación sería muy grande. La explicación de este fenómeno está en la posición axial que adoptan los eritrocitos al disminuir el diámetro del vaso; de esta manera la periferia contiene pocos eritrocitos y la viscosidad aparente es menor.

TENSION SUPERFICIAL

Es la fuerza que hace a un líquido presentar la menor superficie posible en la interfase con otro medio. En virtud de ella todo líquido en su superficie de contacto con otro medio parece estar rodeado por una membrana elástica invisible que le da forma.

Se debe a la cohesión intermolecular o fuerzas de atracción intermolecular. Las moléculas en la parte interna de una masa líquida son atraídas por las otras de la misma naturaleza, en todas direcciones, de manera que la fuerza neta que actúa sobre ellas es nula pues las fuerzas de cohesión se compensan vectorialmente.

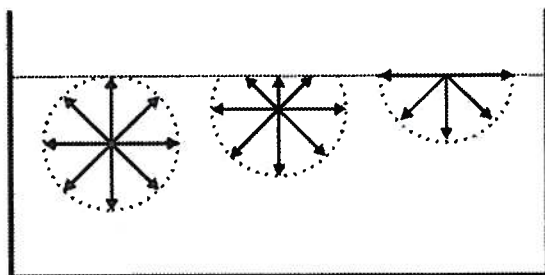


Fig. 9-2. En la superficie de un líquido la fuerza promedio es hacia el interior del líquido.

En cambio las moléculas situadas en la superficie de contacto con otro medio sufren una atracción desigual: las moléculas del medio diferente no las atraen con la misma fuerza que las moléculas del mismo medio, de manera que la resultante de las fuerzas de cohesión se dirige hacia el interior.

Por todo lo expuesto las moléculas superficiales tienden a desplazarse hacia abajo, formando una membrana tensa que tiende a acortarse. Esto explica la formación de las gotas de agua, pues en esta forma la membrana superficial tiene menor área.

La tensión superficial está presente siempre que existe separación neta entre dos fases, como ocurre con el agua y el aire, el agua y aceite, el mercurio y el vidrio, etc. La intensidad del fenómeno depende de la naturaleza de los medios involucrados y disminuye con la temperatura, ya que la agitación molecular disminuye la cohesión.

En términos energéticos, la tensión superficial se define como la variación de energía de cohesión entre la superficie y el interior por unidad de área:

$$\gamma = \frac{\Delta E}{\Delta A}$$

Para expresar la tensión superficial en unidades del SI la magnitud de la tensión superficial (γ) está dada por:

$$\gamma = \frac{F}{l}$$

donde F es la fuerza de tensión y l es la distancia o longitud en que se ejerce la fuerza.

La tensión superficial puede observarse y medirse en un dispositivo sencillo consistente en un alambre doblado, de tal modo que forme tres lados de un cuadro (en forma de U invertida) y otro alambre o varilla liviana. Si se sumerge el conjunto en agua jabonosa y luego se lo retira cuidadosamente de tal manera que la varilla cuelgue horizontalmente del marco (fig. 9-3), se verá que se ha formado una membrana de agua jabonosa que tiende a contraerse tirando de la varilla hacia arriba. La varilla, por su parte, tiende a extender la superficie de la membrana por su peso. En el punto de equilibrio la tensión superficial, que es la fuerza que se opone al aumento de superficie del agua jabonosa, quedará expresada por el peso de la varilla y la distancia que ésta se puede desplazar hacia abajo.

Si consideramos g como el trabajo por unidad de área la tensión superficial puede expresarse en J/m^2 .

$1 J/m^2$ es igual a $1 N/m$, y esta última es la unidad oficial de tensión superficial.

Como otras veces, estos valores son muy grandes, de manera que solamente alcanzamos a usar submúltiplos como mN/m . Esto es igual a dyn/cm .

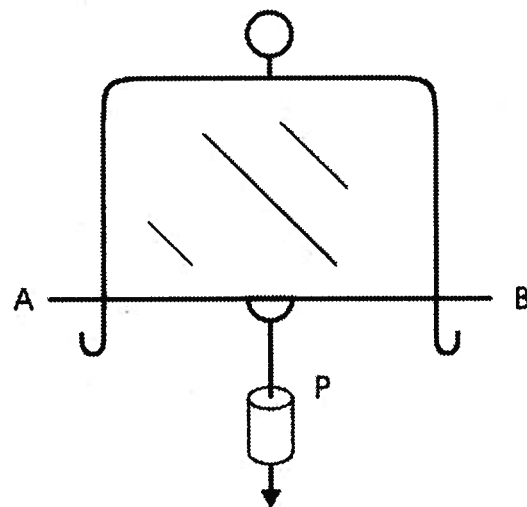


Fig. 9-3. Dispositivo demostrativo de la tensión superficial. Su valor está dado por la distancia que puede descender la varilla AB y el peso de la varilla.

LEY DE TATE (Thomas Tate, 1864)

Thomas Tate, en 1864, estableció que la masa de una gota es proporcional al diámetro del orificio de salida y a la tensión superficial. Efectivamente: a mayor tensión superficial, gotas más grandes. Si se pesa un número igual de gotas de dos líquidos diferentes que gotean por orificios iguales las dos variables serán las masas y los coeficientes de tensión superficial de $\frac{m}{m'} = \frac{\gamma}{\gamma'}$ ambos líquidos:

de donde se puede deducir γ' que es la tensión superficial del líquido desconocido.

VALORES DE TENSIÓN SUPERFICIAL DE IMPORTANCIA BIOLÓGICA

La tensión superficial en la superficie del agua en contacto con el aire es de $72,8 \text{ dynas/cm}$; la interfase aire / mercurio, en cambio, tiene una tensión superficial de 470 dyn/cm .

Tensión superficial de otros líquidos (a 20°C):

Sales biliares	40 dyn/cm
Aceite de oliva	33
Petróleo	26
Alcohol etílico	22,8

En el caso de una membrana líquida, como la que se forma dentro de un anillo en agua jabonosa, al haber dos caras $g = F / 2 l$ y al ser la superficie circular la longitud es igual al perímetro. Entonces g es igual al cociente entre la fuerza y dos perímetros. Por lo tanto, se puede calcular según la fórmula:

$$T = \frac{P}{4 \pi r}$$

donde P es el peso necesario para separar un anillo de la superficie. Para conocer P el anillo se encuentra suspendido en un dispositivo denominado balanza de Lecomte Du Nouy.

También se puede calcular la tensión superficial de un líquido por el número de gotas formadas en el extremo de un capilar en comparación con un líquido de densidad conocida y tensión superficial conocidos. El número de gotas guarda relación inversa con la tensión superficial del líquido.

Sabiendo que la tensión superficial del agua a 20° es de $72,8 \text{ dynas/cm}$ y su densidad es 1, se tiene que a 20° :

$$T = \frac{72,8 \times \text{número de gotas de agua} \times d}{\text{número de gotas de líquido}}$$

PROCESOS CORPORALES EN QUE ES IMPORTANTE LA TENSIÓN SUPERFICIAL: la tendencia al colapso de los alveolos pulmonares se debe en parte a la tensión superficial de la capa de líquido que los recubre. Esto es contrarrestado por la acción del surfactante, conocido como agente tensoactivo. Esta sustancia rica en fosfolípidos, producto de la secreción de los neumocitos tipo II, se interpone entre el aire y la superficie húmeda del epitelio alveolar, creando una interfase con menor tensión superficial.

En el duodeno los lípidos adoptan la forma de grandes gotas debido a la tensión superficial. Para su digestión es necesario obtener su disgregación en partículas menores, lo cual se consigue con la acción de las sales biliares, que también tienen la capacidad de disminuir la tensión superficial.

CAPILARIDAD. El ascenso o descenso de los líquidos en los tubos capilares se basa en la tensión superficial. En efecto, cuando la fuerza de adhesión a las paredes predomina sobre la fuerza de cohesión intermolecular (en el líquido) la fuerza resultante en dirección paralela a la pared del tubo alcanza un valor suficiente para que el agua ascienda formando meniscos cóncavos hacia arriba. En estos casos se dice que el líquido "moja" el tubo (fig. 9-4, a).

Cuando el líquido tiene muy alta tensión superficial, como el mercurio, se dice que “no moja” las paredes de vidrio, porque la fuerza de cohesión es superior a la de adhesión, la fuerza resultante es hacia abajo, el líquido no asciende y se forma un menisco convexo (fig. 9-4, b).

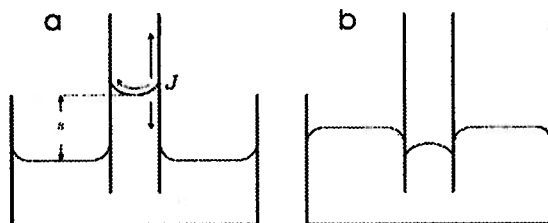


Fig. 9-4. A- El ascenso por capilaridad se produce cuando el punto J se eleva debido a la fuerza resultante. B- Cuando la cohesión intermolecular del líquido es mayor que la adhesión al vidrio el líquido desciende, como se observa con el mercurio.

LECTURAS RECOMENDADAS

- Frumento, A.S. *Biofísica*. 3ª edición. Mosby/Doyma, Madrid, 1995.
- Giancoli, D. *Física. Principios con aplicaciones*. 6ª edición. Pearson Educación. México, 2007.
- Kane, J., Sternheim, M. *Física*. 2ª edición. Ed. Reverté S.A. Madrid, 1998.

10 Hidrodinámica y circulación

Teorema de Torricelli

Ecuación de continuidad y ley del caudal

Principio de Bernoulli

Ley de Poiseuille

Presión sanguínea

Medición de la presión sanguínea

HIDRODINÁMICA

Como g es constante para un determinado punto del planeta, el factor determinante viene a ser solamente la altura.

TEOREMA DE TORRICELLI

Cuando se tiene un volumen de líquido en un recipiente cuya pared tiene un orificio situado por debajo de la superficie libre del líquido, **la velocidad con que sale el líquido por el orificio es la misma que alcanzaría en caída libre desde una altura igual a la diferencia de altura entre la superficie del líquido y el nivel del orificio**. Esta velocidad es igual al doble de la aceleración de la gravedad multiplicado por la distancia (h) entre la superficie y el orificio de salida.

$$v = \sqrt{2gh}$$

Esta ecuación se deduce como sigue:

Durante la salida del líquido se cumple la ley de conservación de energía, de manera que la energía potencial se va convirtiendo en energía cinética:

$$mgh = \frac{m}{2} v^2 \quad v^2 = \frac{m 2gh}{m} \quad v = \sqrt{2gh}$$

ECUACIÓN DE CONTINUIDAD

En un sistema cerrado por el cual circula un líquido, en un instante dado debe haber en cualquier punto el mismo flujo de masa. Debido a la incompresibilidad de los líquidos, lo cual significa que su densidad se mantendrá constante a una misma temperatura, el mismo volumen ocupará diferente longitud del conducto de acuerdo al diámetro de éste en un punto determinado. En efecto: volumen de un cilindro = área transversal x longitud. Como el líquido no puede comprimirse, al reducirse el diámetro la longitud de una cierta masa de líquido debe aumentar. La masa líquida, de extremo a extremo, debe pasar por un punto del conducto en el mismo tiempo en que lo hace otra masa de menor longitud en un segmento de mayor diámetro. Esto obliga a que, al variar el calibre de los conductos, la velocidad varíe también.

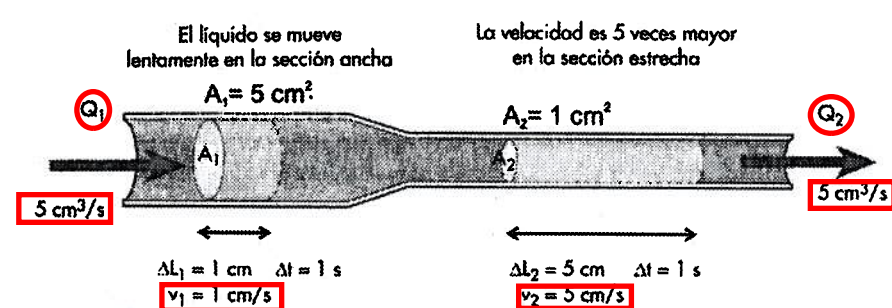


Fig. 10-1. Relación sección-velocidad en los líquidos ideales. A menor sección corresponde mayor velocidad, debido a que por un mismo punto debe pasar el mismo volumen en un mismo tiempo.

En el gráfico la longitud del segmento de cilindro donde cabe el volumen en cuestión es la distancia recorrida. A mayor distancia en el mismo tiempo, mayor velocidad.

Finalmente, donde la sección o área es mayor la velocidad es menor, de manera que se mantiene constante el producto de ambos factores en dos segmentos considerados.

$$A_1 \cdot v_1 = A_2 \cdot v_2$$

LEY DEL CAUDAL

El gasto o caudal es el volumen de líquido que atraviesa un vaso o conducto en la unidad de tiempo. En los líquidos ideales, en condiciones de continuidad, las dimensiones del producto $S \cdot v$ quedan: volumen / tiempo:

$$m^2 \cdot m / t = m^3 / t$$

es decir las dimensiones del caudal, que es constante. Por lo tanto, reemplazando uno de los miembros por Q se tiene:

$$Q = S \cdot v$$

Esta ecuación es la expresión matemática de la ley del caudal, aplicación de la ecuación de continuidad en hidrodinámica.

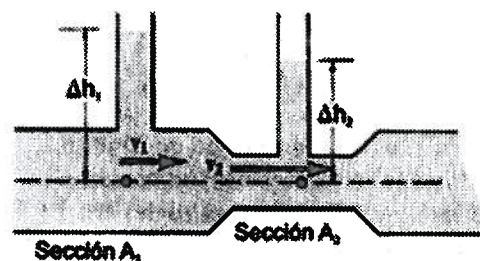


Fig. 10-2. Relación entre sección, velocidad y presión lateral en los líquidos "ideales". La presión lateral está demostrada por la altura de las columnas líquidas.

El gasto es el producto de la sección transversal por la velocidad de circulación. Por lo tanto, a gasto constante el área de sección del conducto y la velocidad de flujo tienen relación inversa entre sí (fig. 10-1).

Lo mismo se verifica por transposición de términos:

$$v = q / S$$

lo cual significa que cuando se mantiene constante el gasto la velocidad de circulación guarda relación inversa con la sección.

En los líquidos ideales, con gasto constante, a menor sección corresponde mayor velocidad de circulación. Siempre que la velocidad es mayor la presión es menor, como se grafica en el segmento de menor calibre por la menor altura de la columna líquida en el segmento de menor calibre: en este segmento la velocidad de los líquidos ideales es mayor y corresponde menor presión lateral.

PRINCIPIO DE BERNOULLI

Basado en el principio de la conservación de la energía, este principio rige la circulación de los fluidos, tanto ideales como reales, ya sean líquidos o gases. La presentó Daniel Bernoulli en 1738 en su obra *Hidrodinámica*.

En un segmento de conducto lleno de líquido, si un volumen ingresa en el segmento, en el mismo tiempo debe salir otro volumen igual.

Ahora bien, la entrada de este volumen implica que el sistema recibe:

–Trabajo, por la presión con que entra el líquido (este trabajo es el producto del volumen x presión).

–Energía cinética, por la velocidad con que el volumen entra.

–Energía potencial, en caso de haber diferencia de altura entre la entrada y la salida.

Así, la energía total que recibe el sistema por el extremo de ingreso es:

$$E_i = W_i + Ec_i + EP_i$$

Como el segmento sigue conteniendo el mismo volumen y caudal, también se mantiene igual la energía que contiene; entonces el total de energía que sale del sistema por el extremo 2 es igual a la que ingresa por el extremo 1.

$$W_i + Ec_i + EP_i = W_2 + Ec_2 + EP_2$$

$$W = \text{presión} \times \text{volumen}$$

$$Ec = \frac{1}{2} mv^2$$

$$EP = mgh$$

Si en Ec y en EP expresamos masa como densidad por volumen ($\mu \cdot V$), todos los términos contendrán V ;

si luego dividimos todos los términos por V : la ecuación queda:

$$P + \frac{1}{2} \mu v^2 + \mu gh = \text{constante}$$

Si el conducto no tiene cambios de nivel, podemos suprimir la energía potencial y tendremos que:

$$P_1 + Ec_1 = P_2 + Ec_2$$

Estamos estudiando el caso en que el volumen que ingresa es igual al volumen que sale, por lo tanto el caudal en cualquier parte del conducto es constante. A volumen constante las variaciones de trabajo dependerán de las variaciones de la presión. Entonces tenemos un mismo volumen que suministra el trabajo de presión y la energía cinética, cuya sumatoria debe ser igual en cualquier parte del conducto.

Si reemplazamos energía cinética por velocidad el principio de Bernoulli queda reducido a la siguiente expresión (en términos cualitativos):

$$P_1 + v_1 = P_2 + v_2$$

Si la suma de estas dos energías es constante en todo el conducto, esto significa que donde uno de ellos aumenta el otro debe disminuir, por lo tanto:

–Donde disminuye el trabajo de presión, aumenta la energía cinética y la velocidad.

–Donde aumenta el trabajo de presión, disminuye la energía cinética y la velocidad.

En síntesis, la expresión más sencilla del principio de Bernoulli viene a ser:

Cuando la velocidad de un fluido aumenta, su presión disminuye y viceversa.

LÍQUIDOS REALES

Hasta ahora hemos estudiado los líquidos cuando circulan sin ninguna oposición, es decir sin tener en cuenta ningún elemento físico que pueda interactuar con él. Una vez considerado el conducto por el cual circula, el cual ejerce alguna acción sobre el líquido, las condiciones dejan de ser ideales para convertirse en reales.

No existen los líquidos ideales sino las condiciones ideales de circulación.

La diferencia entre la circulación de líquidos "ideales" y la de líquidos reales es la resistencia o conjunto de factores que se oponen a la circulación.

FACTOR RESISTENCIA EN LA CIRCULACIÓN DE LOS LÍQUIDOS REALES

La resistencia que reside en el líquido mismo es la viscosidad.

La resistencia inherente a los conductos: es la sección o diámetro de los conductos y su longitud.

En condiciones reales, el factor resistencia determina que a menor sección corresponde menor velocidad.

Lo anterior se explica por la viscosidad del líquido, como sigue:

Debido a la viscosidad que causa rozamiento entre capas, los líquidos circulan en capas concéntricas. Como las capas centrales solamente rozan con capas del mismo fluido presentan menor rozamiento, desplazándose casi libremente. La capa más periférica es la que tiene menor velocidad porque se desplaza rozando con la pared del conducto. Las capas que se encuentran entre el centro y la periferia tienen velocidades intermedias, correspondiendo velocidades comparativamente menores a las que se encuentran cerca de la pared. De esta manera se observa un perfil parabólico en la circulación. Cuando el diámetro del conducto es menor casi todas las capas se encuentran cerca de la pared, así que la mayoría adopta la velocidad menor. Cuando el diámetro del conducto es mayor, sólo una menor parte se encuentra en esa situación, y el fluido puede desplazarse con mayor velocidad.

Es importante señalar que, una vez determinada la incidencia del calibre, la viscosidad u otra clase de resistencia sobre la velocidad, en los fluidos reales también se cumple el principio de Bernoulli, ya que en todos los casos al haber mayor velocidad la presión disminuye.

En síntesis, el principio de Bernoulli se cumple en todos los fluidos, o si se quiere decir así, siempre.

Observando el comportamiento de los líquidos reales con el modelo clásico utilizado para el principio de Bernoulli, encontraríamos que en este caso la altura de la columna líquida a nivel del estrechamiento será mayor. Ello

es consecuencia de que en los líquidos reales a menor sección menor velocidad y mayor presión lateral.

El estudiante podría creer, a primera vista, que en los capilares no se cumple el principio de Bernoulli, ya que en este segmento microscópico de la circulación el calibre es pequeño y la velocidad baja, pero la presión también es baja. Esto no constituye una falla del principio de Bernoulli, simplemente ha ocurrido que el flujo de sangre se ha distribuido en paralelo por numerosos conductos. Si las arterias no se ramificaran, al disminuir el calibre la velocidad de flujo disminuiría y la presión aumentaría.

EFFECTO DE LA VISCOSIDAD SOBRE EL FLUJO

Líquidos newtonianos

Son los líquidos que pueden definirse simplemente por su viscosidad. En ellos el flujo guarda relación inversa con su viscosidad. Son líquidos newtonianos los líquidos puros y las soluciones verdaderas.

Líquidos no newtonianos

En ellos la viscosidad es afectada por las características del tubo o conducto. Las dispersiones coloidales y las suspensiones son líquidos no newtonianos. La sangre es esencialmente una suspensión de eritrocitos en plasma, y la viscosidad depende principalmente de la proporción de eritrocitos en la sangre total (hematocrito) pero es afectada por el diámetro de los conductos.

Se considera que el tamaño de las partículas disueltas que establece un límite entre ambos tipos de líquidos es un peso molecular de 100.000.

GASTO O CAUDAL EN LOS LÍQUIDOS REALES

J.L.M. Poiseuille realizó sus estudios sobre el tema entre 1838 y 1840, haciendo analogías con la ley de Ohm de la electricidad (1828), estableciendo las siguientes relaciones:

El flujo es directamente proporcional al producto de dos factores:

a) el gradiente de presión entre dos puntos, y

b) un factor dependiente del área de sección del conducto: πr^4 multiplicado por el radio elevado a la cuarta potencia: πr^4 . Obsérvese que siendo el área de sección igual a πr^2 el cuadrado de la sección sería $(\pi r^2)^2$ o sea $\pi^2 r^4$.

Esto está indicando que la variación del flujo no es función del cuadrado de la variación del área sino del cuadrado de la variación del radio. Preferimos hacer esta aclaración antes que separar π del radio, como hacen otros autores.

Por el contrario, el flujo guarda relación inversa con la viscosidad del líquido (η) y la longitud (l) de los conductos. Con el agregado del valor 8 como factor de corrección, estas relaciones quedan expresadas en la Ley de Poiseuille, que rige la circulación de los líquidos reales:

$$Q = \frac{(P_1 - P_2) \pi r^4}{8 \cdot l \cdot \eta}$$

RELACIONES ENTRE PRESIÓN, FLUJO Y RESISTENCIA

Como el flujo es directamente proporcional a πr^4 , podemos ubicar la inversa del radio como parte del factor resistencia:

$$Q = \frac{(P_1 - P_2)}{8 \cdot l \cdot \eta (l / \pi r^4)}$$

Por último, en hemodinámica podemos reemplazar la expresión $(P_1 - P_2)$ simplemente

por la presión, ya que en el aparato circulatorio P_2 viene a ser la presión en la aurícula derecha, la cual es igual a cero. Como ya hemos ubicado todos los factores de resistencia en el denominador, tenemos que:

$$Q = \frac{P}{R}$$

y por transposición de términos que

$$P = Q \cdot R$$

Esta última expresión es la ecuación maestra que determina la presión sanguínea.

Nótese que la misma relación podía obtenerse a partir de la ecuación que utilizamos para estimar la resistencia.

ESTIMACIÓN DE LA RESISTENCIA

Por transformación de la ley de Ohm tenemos:

$$\text{Resistencia} = \frac{\text{Gradiente de presión}}{\text{Flujo sanguíneo}}$$

O sea que la resistencia se puede estimar conociendo la caída de presión entre dos puntos de la circulación y el flujo sanguíneo.

Para calcular la resistencia total en la circulación el gradiente de presión a considerar es la variación de presión entre la presión media en la arteria aorta y la presión media en la aurícula derecha.

La resistencia es igual a 1 PRU (siglas en inglés de unidad de resistencia periférica) cuando la caída de presión es de 1 mm Hg. y el flujo sanguíneo es de 1 ml / seg. La resistencia periférica total es la producida por el circuito vascular sistémico en conjunto (en la circulación pulmonar la resistencia es unas 10 veces menor). En nuestro organismo, el flujo sanguíneo es de aproximadamente 100 ml / seg. y la caída de presión o gradiente de presión arteriovenosa es aproximadamente 100 mm Hg. o un poco más, lo que da una resistencia periférica total de 1 PRU.

La resistencia total del aparato circulatorio no es muy alta considerando la extensión del lecho vascular, ello se debe a que las resistencias vasculares no se encuentran dispuestas en serie sino en paralelo, lo cual disminuye la resistencia total obtenida. La resistencia en paralelo a que hacemos referencia radica en un 50% en las arteriolas y arterias distales.

El diámetro de los vasos es el factor más variable de la resistencia, pues depende de la actividad vasomotora. El factor viscosidad depende del hematocrito, por lo tanto es un factor más estable.

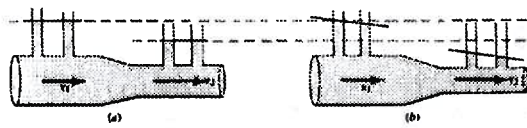


Fig. 10-3. Efecto de la longitud de los tubos. En el dibujo (b) se observa que la presión lateral disminuye con la distancia, debido a la pérdida de energía cinética por el rozamiento con las paredes.

FLUJO LAMINAR Y TURBULENTO

Se denomina flujo laminar al régimen de circulación en el cual cada partícula sigue la trayectoria de la que le precedió, la cual es paralela al eje del conducto. El flujo laminar se produce en capas coaxiales (concéntricas), con una velocidad mayor para las capas centrales, lo cual proporciona al flujo un perfil parabólico.

En cambio, el flujo turbulento es aquel en el cual las partículas siguen una trayectoria irregular, siguiendo líneas de flujo cambiantes con la formación de remolinos. Como la dirección de las partículas puede ser incluso transversal al eje el perfil del flujo es plano.

La tendencia de un régimen a ser turbulento está determinada por un parámetro conocido como número de Reynolds. Osborne Reynolds (1842-1912) lo estableció en 1883. Su valor es adimensional y se obtiene con la siguiente ecuación:

$$Re = \frac{D \cdot v \cdot \rho}{\eta}$$

donde

D es el diámetro, en m

v la velocidad, en m/s

ρ la densidad, en Kg / m³, y

η la viscosidad en Pa.s

Como se ve, todas las cantidades están expresadas en unidades del S. I. Cuando el valor hallado para el número de Reynolds es mayor que 2000 el flujo es turbulento.

Siendo constante la densidad y la viscosidad de un líquido dado, se puede ver que las variables son el diámetro de los conductos y la velocidad. En efecto, el flujo turbulento se presenta cuando hay variaciones del diámetro y la velocidad, como en el caso de una dilatación de las arterias, bifurcaciones, reflujos y comunicaciones anormales. El flujo puede ser turbulento en las arterias cuando disminuye mucho la viscosidad de la sangre, como en la anemia.

CONVERSIÓN DE UN RÉGIMEN INTERMITENTE EN CONTINUO

Etienne Jules Marey (1830-1904), estudioso del movimiento por medio de la fotografía, demostró con un sencillo experimento

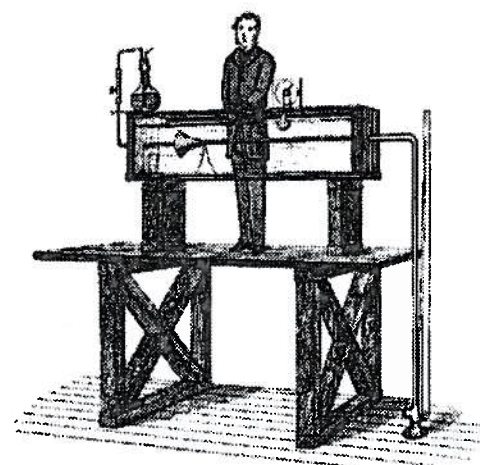


Fig. 10-4. El Ingeniero Reynolds realizando sus experimentos. Se nota que utilizaba colorantes para visualizar el régimen de circulación.

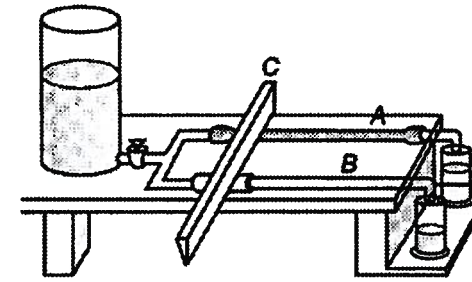


Fig. 10-5. Dispositivo utilizado para demostrar el principio de Marey. El dibujo de Rontó y Tarján olvidó graficar la disminución del calibre en el tubo A.

que, si un recipiente se va vaciando a través de un tubo rígido y con igual calibre en toda su longitud, al obstruir el flujo con un pinzamiento intermitente el flujo resulta igualmente intermitente, como es de esperar. En cambio, si el tubo de salida es elástico (no rígido) y con el orificio de salida de menor diámetro que el resto del tubo, a pesar del pinzamiento intermitente la salida de líquido por el orificio es continua. Esto es debido a que durante el pinzamiento fluye el líquido que se había "atrasado" dentro del tubo debido a la reducción del diámetro del orificio de salida y que se había almacenado distendiendo la pared elástica del tubo (fig 10-5).

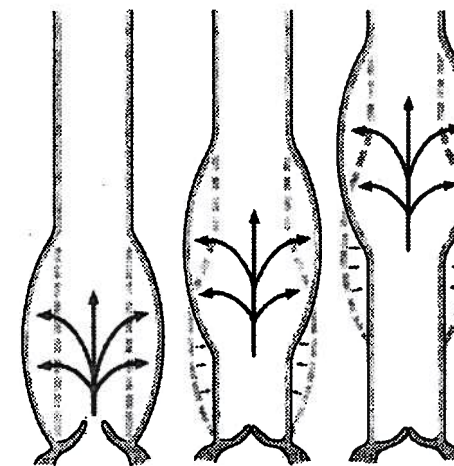


Fig. 10-6. Aplicación del principio de Marey por la aorta. Parte del volumen expulsado en cada sístole sigue hacia adelante, pero otra parte distiende las paredes de la aorta proporcionándole una energía potencial que se devuelve cuando el corazón no expulsa sangre, de manera que la expulsión intermitente de sangre se convierte en un flujo continuo por la aorta.

Este fenómeno recibe el nombre de principio de Marey y es reproducido en el aparato circulatorio por la arteria aorta, permitiendo que el bombeo intermitente de sangre por el ventrículo izquierdo se traduzca en un flujo sanguíneo continuo (fig.10-6).

HEMODINÁMICA Y PRESIÓN SANGUÍNEA

DEFINICIÓN

La presión sanguínea (casi siempre mal llamada presión arterial) es la fuerza que ejerce la sangre por unidad de superficie de la pared vascular.

UNIDADES DE MEDIDA DE LA PRESIÓN SANGUÍNEA

La presión se expresa como fuerza por unidad de área. En el Sistema Internacional de Unidades la unidad adoptada es el pascal (1 Pascal = 1 N / m²). Otra unidad apropiada es el mm de Hg.

Equivalencias:

Tomando como referencia la presión atmosférica, igual a 101.300 pascales:

101 Kilopascales = 760 mm Hg.

1 Kp = 7,5 mm Hg.

1 mm Hg. = 1,36 cm. de agua

PRESIONES EN EL SISTEMA ARTERIAL Y SUS RELACIONES

PRESIÓN SISTÓLICA

Es la presión máxima que se observa al final de la eyección rápida, generada por el trabajo ventricular. Su valor depende fundamental-

mente del volumen sistólico del ventrículo izquierdo, la velocidad de eyección y la distensibilidad de las paredes arteriales. Debido a estas relaciones, la presión sistólica aumenta con el volumen circulante, el aumento de la fuerza de contracción del miocardio, el endurecimiento de las arterias, entre otras condiciones.

PRESIÓN DIASTÓLICA

Es la que se establece por el paso de la sangre al lecho capilar durante la diástole, mientras el ventrículo izquierdo no expulsa sangre, por lo cual la presión cae a sus valores mínimos. Su valor depende de la presión alcanzada durante la sístole (ya que es remanente de ella), la resistencia periférica y la duración de la diástole. Los dos primeros influyen sobre la presión diastólica en proporción directa, mientras que la duración de la diástole guarda relación inversa: cuanto mayor la duración, más desciende la presión diastólica. En las personas sanas el valor de la presión diastólica suele ser la mitad de la presión sistólica más 10 mm Hg.

PRESIÓN ARTERIAL MEDIA

Es un parámetro muy importante porque corresponde a la presión promedio con que la sangre llega a los tejidos del organismo. Asimismo, es la presión promedio que afecta a los órganos en caso de una hipertensión arterial, por lo tanto determina el grado de daño causado a los órganos. Como la diástole tiene mayor duración que la sístole, es obvio que la presión arterial media no es la media aritmética entre las presiones sistólica y diastólica, sino que se acerca más a la presión diastólica. En otras palabras, la presión arterial media está compuesta en aproximadamente 40% por la presión sistólica y en un 60% por la presión diastólica. Se obtiene con precisión por medio de la planimetría (cálculo del área en el gráfico de ondas de presión), pero puede estimarse así: $PAM = \text{presión diastólica} + 1/3 \text{ de la presión diferencial}$.

PRESIÓN DEL PULSO O PRESIÓN DIFERENCIAL

Es la diferencia existente entre los valores de las presiones arteriales sistólica y diastólica. Su magnitud depende de varios factores, pero el más importante, y de efecto directo, es el volumen expulsado por el corazón en cada sístole. Otros factores son la distensibilidad arterial y la resistencia periférica total. La amplitud de la presión diferencial determina la amplitud de la onda del pulso.

MÉTODOS DE MEDICIÓN

MÉTODOS DIRECTOS

En ocasiones es necesario medir la presión sanguínea arterial en forma directa. Esta situación se presenta en los individuos con vasoconstricción generalizada, o en el post-operatorio de cirugía cardíaca, etc. Los métodos directos requieren indefectiblemente que se introduzcan en los vasos sanguíneos catéteres o cánulas llenas con solución fisiológica, o una aguja. La canulación suele practicarse en la arteria radial, previa verificación de que la arteria cubital es suficiente para la irrigación adecuada de la mano.

Las ondas de presión son transmitidas desde la punta del catéter, mediante un prolongador, hasta algún tipo de transductor ubicado en el extremo externo del dispositivo. En el pasado se realizaban con **manómetros de líquido**, sin transductores, midiéndose las presiones sanguíneas por la altura alcanzada por la columna líquida: mercurio para medir presiones arteriales y agua para la medición de presiones venosas. El antiguo manómetro de mercurio, con tubo en U, tiene mucha inercia, es decir,

la columna líquida no puede subir y bajar tan rápidamente como se producen los cambios.

El primer método para medir la presión sanguínea fue directo. En 1733 el clérigo británico, Rvdo. Stephen Hales, introdujo en la carótida de una yegua una tráquea de pollo, la cual conectó con un tubo de vidrio vertical (fig. 10-7). La altura alcanzada por la sangre (compuesta mayoritariamente por agua) expresaba la presión sanguínea arterial en las unidades que ahora llamaríamos cm de agua.

MÉTODOS INDIRECTOS ESFIGMOMANOMÉTRICOS

La medición incruenta de la presión sanguínea fue establecida por Riva-Rocci (1896). El instrumento de medición es el esfigmomanómetro, que consiste en una cámara de aire conectada a un manómetro de mercurio o aneroide, con los cuales puede medirse la presión dentro de aquella. Conociendo la presión den-



Fig. 10-7. Primera medición de la presión sanguínea, realizada en 1733 en una yegua.

tro de la cámara puede conocerse la presión sanguínea con sólo determinar el momento en que ambas presiones tienen el mismo valor aunque actuando en sentido contrario, lo cual representa el fundamento de los métodos esfigmomanométricos.

Procedimiento para la medición de la presión sanguínea por el método auscultatorio

El método consiste en obstruir la circulación en una arteria accesible comprimiéndola colocando alrededor del brazo un brazalete que contiene una cámara de aire insuflable. El valor de la presión en la cámara de aire se puede observar en todo momento en un manómetro, lo cual es fundamental para el método. Generalmente se utiliza la arteria humeral (arteria del brazo). Se insufla palpando al mismo tiempo el pulso radial hasta que desaparezca el pulso; se coloca ahora el estetoscopio apoyándolo por dentro del tendón de inserción del bíceps (parte interna del pliegue del codo). Se descomprime poco a poco la arteria aflojando la válvula del esfigmomanómetro. Cuando se restaura la circulación reaparece el pulso y se oyen con el estetoscopio unos chasquidos denominados ruidos de Korotkov. Estos se deben a que en este momento el flujo es turbulento, intermitente, pues ocurre sólo durante la sístole (durante la diástole la arteria sigue ocluida), existiendo

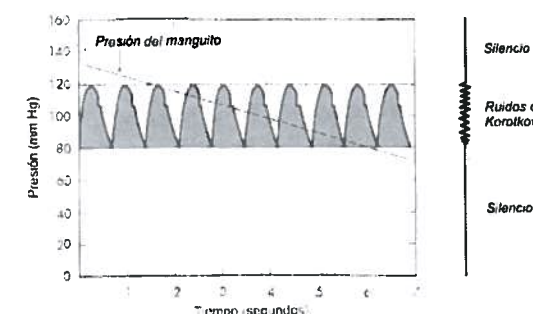


Fig. 10-8. Representación esquemática del método de determinación de la presión sanguínea por el método auscultatorio. Se observan las oscilaciones de presión en la arteria causadas por la sístole y la diástole, y el valor de la presión dentro de la cámara de aire (línea descendente de izquierda a derecha).

además un factor violento que es el choque de la sangre contra una columna de sangre estática. **La aparición de estos ruidos o el pulso indica la presión sistólica, cuyo valor estará indicado en ese momento en el manómetro.** Solamente cuando, continuando la descompresión, la presión dentro de la cámara de aire es en todo momento inferior a la presión sanguínea, el flujo es continuo y no ocasiona ningún ruido. **La desaparición o atenuación de los ruidos indica el valor de la presión diastólica.** Muchas veces los ruidos no desaparecen completamente, esto suele ocurrir en los individuos con alta presión diferencial. En este caso la presión diastólica corresponde al valor indicado por el manómetro en el momento en que los ruidos se vuelven apagados.

Recomendaciones adicionales para un procedimiento correcto en el método auscultatorio

1. El paciente debe estar en reposo y tranquilo.
2. La posición ideal es con el paciente sentado, con el brazo a la altura del corazón. El brazo del paciente debe estar libre de cualquier compresión que no sea el brazalete.
3. El brazalete debe colocarse de manera que la cámara de aire quede delante de la arteria humeral, y el borde inferior a 4 cm. o por lo menos dos dedos del pliegue del codo.
4. Debe insuflarse hasta que el pulso radial desaparezca.
5. La velocidad ideal de descompresión del brazal es de 2 a 3 mm Hg. por segundo.
6. Si se produce algún error o duda, debe esperarse dos minutos antes de repetir el procedimiento.

Método palpatorio

Es el método descrito originalmente por Riva -Rocci. Este método se pone en práctica por sí solo cuando se está practicando el método auscultatorio, o se realiza expresamente como parámetro paralelo, o cuando no se dispone del estetoscopio. Cuando aparecen los primeros ruidos perceptibles en el método auscultatorio también se produce la reaparición del pulso en la parte distal de la arteria. Esto ocurre con un pequeño retraso con respecto a la aparición de los ruidos, debido a la distancia entre el lugar de auscultación y el lugar de palpación del pulso. Como en ese lapso la aguja del manómetro aneroide o la columna de mercurio habrá descendido un poco más, se considera que el valor de la presión determinado por el método palpatorio es ligeramente inferior, 5 o 10 mm Hg., al determinado por el método auscultatorio. Otra característica importante de este método es que sólo puede determinar la presión sistólica, ya que una vez que reaparece el pulso no se presenta ningún otro cambio que sirva de referencia.

FACTORES QUE PUEDEN INFLUENCIAR SOBRE LA MEDICIÓN

Si se descomprime el manguito con excesiva velocidad se obtiene un valor menor por el rápido ingreso de sangre a los segmentos antes obstruidos.

También se obtiene un valor menor si se presiona muy fuerte con la membrana del estetoscopio, o si se presiona sobre la arteria con ropas arremangadas.

Se obtiene un valor falsamente mayor si se retoma la insuflación después de un error de procedimiento sin haber descomprimido completamente el manguito antes de reiniciar el procedimiento.

Efecto del ancho del manguito

Un manguito pequeño sobreestima el valor de la presión sanguínea. Un manguito muy grande subestima (infravalora) el valor real. Las medidas recomendadas de ancho del manguito son:

Para adultos: 12 cm (15 cm para obesos).

Para niños: 3 cm para neonatos, 5 cm para niños pre-escolares y 9 cm para escolares.

MÉTODOS INDIRECTOS ULTRASONICOS

La ultrasonografía puede brindar valiosa información hemodinámica, basada en las ondas de ultrasonido reflejadas en la sangre en movimiento, con el empleo de medidores de flujo transcutáneos. Los ultrasonidos son producidos por piezoelectricidad inversa, mediante estimulación eléctrica de un diminuto cristal. La diferencia de frecuencia entre las ondas emitidas y las reflejadas indican la velocidad del flujo. Actualmente comienza a recomendarse el uso de la ultrasonografía Doppler para la medición de la presión sanguínea arterial en lactantes y niños pequeños difíciles de examinar, o en otras situaciones que lo requieran.

Efecto de la gravedad sobre la presión sanguínea

Convencionalmente se supone que las presiones medidas son a la altura del corazón; al no haber diferencia de altura no hay influencia de la gravedad, incluso para las presiones medidas en la pierna. Sin embargo, en el individuo de pie existe una diferencia de altura entre el corazón y un punto dado de la pierna. La presión real es entonces la presión que se mediría acostado más la presión hidrostática causada por una columna de líquido de altura igual a la distancia entre el corazón y el punto en cuestión.

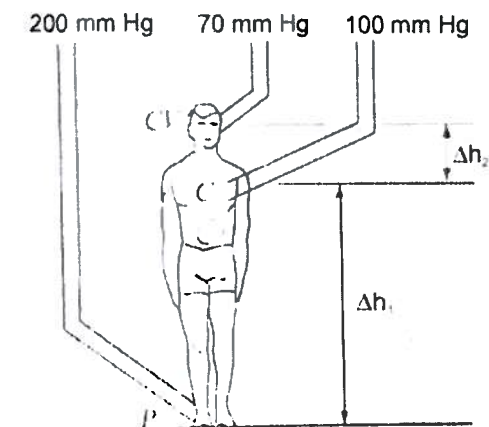


Fig. 10-9. Efecto de la gravedad sobre la presión sanguínea. A la presión medida en posición acostada se le suma el peso de la columna líquida (sangre) entre el corazón y el punto de medición, si ésta fue hecha en los miembros inferiores. Por encima del corazón se debe restar el peso de la sangre ubicada entre el corazón y el punto de medición, por ejemplo el cuello.

Por ejemplo, si la presión sistólica en la pierna del individuo acostado es de 90 mm Hg, al estar el individuo de pie se incrementará la presión en aproximadamente 100 cm de agua, es decir 75 mm Hg. Por lo tanto la presión medida será $90 + 75 = 165$ mm Hg.

Este efecto es particularmente importante en las venas, donde de una presión menor que 10 mm Hg acostado se pasa a una presión de 85 mm Hg. De ahí la importancia de no permanecer de pie en forma prolongada, especialmente si no se hace circular la sangre por medio del uso de los músculos de la pierna, por ejemplo caminar.

LECTURAS RECOMENDADAS

- Frumento, A.S. *Biofísica*. 3ª edición. Mosby/Doyma. Madrid, 1995.
- Levy, M., Koeppen, B., Stanton, B. *Fisiología de Berne y Levy*, 4ª edición. Elsevier. Madrid, 2006.
- Kane, J., Sternheim, M. *Física*. 2ª edición. Ed Reverté S.A. Madrid, 1998.
- Rontó, G., Tarján, I. *An Introduction to Biophysics with medical orientation*. 3ª Ed. Semmelweis Kiadó. Budapest, 1999.

Física de los gases

Bases físicas de la respiración

Mecánica respiratoria y trabajo de la respiración

Espirometría estática y dinámica

Respiración en condiciones especiales

FÍSICA DE LOS GASES

La materia en estado gaseoso carece de forma y volumen propio. Además, la atracción intermolecular es menor que entre sólidos y líquidos, y la repulsión es grande, por lo cual es también grande la distancia entre moléculas. Esta misma distancia puede reducirse en mucho (aplicando un trabajo externo), por ello los gases son muy expansibles y muy comprimibles.

En los gases se cumple el principio de Bernoulli igual que en los líquidos; en su parte esencial que establece que cuando la velocidad de un fluido aumenta su presión disminuye. Esto explica la sustentación de los aviones: la cara superior de las alas es convexa, esto hace que el aire lleve mayor velocidad al recorrerla en el mismo tiempo que el aire que recorre la cara inferior. Así, como en la cara inferior de las alas del avión la velocidad es menor la presión es mayor resultando una fuerza neta hacia arriba que sustenta al aparato (fuerza ascensional).

LEYES QUE RIGEN A LOS GASES

LEY DE BOYLE - MARIOTTE

A temperatura constante, el volumen que ocupa un gas es inversamente proporcional a la presión que soporta (transformación isotérmica).

$$V = \frac{1}{P}$$

o expresado de otro modo el producto $P \cdot V$ es constante.

La representación gráfica de la transformación isotérmica es una hipérbola que representa la isoterma.

LEY DE GAY-LUSSAC

A presión constante, el volumen que ocupa un gas es directamente proporcional a la temperatura que soporta.

$$V \propto T \quad \text{o bien}$$

$$\frac{V_1}{T_1} = \frac{V_2}{T_2}$$

También puede enunciarse de otra forma: el volumen de un gas es igual a su volumen inicial multiplicado por $(1 + \alpha t)$ que se denomina binomio de dilatación cúbica.

$V = V_0 \cdot (1 + a \cdot t)$ siendo a el coeficiente de dilatación térmica = $1/273$.

El fenómeno observado en estas condiciones se denomina **transformación isobárica**. Su representación gráfica es una recta.

Se conoce también como primera ley de Charles y Gay - Lussac.

LEY DE CHARLES

A volumen constante la presión y la temperatura de una masa de gas están en relación directa. Esta transformación se denomina isocórica o isométrica, su representación gráfica es una recta.

$$\frac{P_1}{T_1} = \frac{P_2}{T_2}$$

Se conoce también como segunda ley de Charles y Gay - Lussac.

ECUACIÓN GENERAL DEL ESTADO GASEOSO

Es la que resume las leyes precedentes.

El volumen inicial de un gas multiplicado por la presión inicial y dividido por la temperatura inicial es igual al volumen final por la presión final dividido por la temperatura final.

$$\frac{P_0 \cdot V_0}{T} = \frac{P \cdot V}{T}$$

El primer miembro de esta ecuación puede reemplazarse por un valor constante R que varía según las unidades en que uno se exprese.

$$R = \frac{P \cdot V}{T}$$

$R = 0,082$ cuando elegimos como unidades de expresión las siguientes:
volumen inicial (volumen molar) = 22,4 litros;
presión inicial 1 atmósfera;
temperatura inicial 273 Kelvin.

la expresión $R = \frac{P \cdot V}{T}$ adopta la forma general $P \cdot V = R \cdot T$

Si el número de moles es mayor que 1 se incorpora este dato a través de n (número de moles), o sea:

$$P \cdot V = n \cdot R \cdot T$$

Así se tiene la ecuación general del estado gaseoso, llamado también ecuación de estado del gas ideal o perfecto.

LOS GASES REALES SE RIGEN POR LA LEY DE VAN DER WAALS

Solamente los gases ideales o perfectos (que no los hay) cumplen fielmente las leyes enunciadas hasta este punto. Esto se debe a la acción de fuerzas de atracción y repulsión intermolecular y también al volumen que ocupan las moléculas, factores estos que no se han tenido en cuenta al considerar los gases ideales. Por ejemplo, de acuerdo a la ley de Gay-Lussac, el volumen aumentará proporcionalmente con la temperatura, pero **en realidad lo que variará es solamente el espacio entre las moléculas, ya que el espacio ocupado por las moléculas no varía**. Por otro lado, de acuerdo a la ley de Boyle - Mariotte el volumen disminuirá al aumentar la presión externa, pero esta disminución está limitada por el espacio que necesariamente deben ocupar las moléculas (aun sometido a máxima presión el volumen no puede llegar a cero).

En cuanto a la presión, ésta es modificada por las fuerzas de repulsión entre moléculas, fuerza que va disminuyendo a medida que aumenta la distancia entre moléculas.

De todas maneras, a diferencia de lo que ocurre con los líquidos, la distinción entre gas real e ideal tiene relevancia solamente en el caso de valores extremos de presión o volumen. Johannes Diderik Van der Waals (holandés, 1837 - 1923) tuvo en cuenta estos hechos y estableció, un poco intuitivamente, unos facto-

res de corrección a la ley general de los gases, especialmente para los casos en que la presión es muy alta.

- al valor de la presión exterior soportada le sumó un valor de corrección proporcional a la constante de repulsión intermolecular e inversamente proporcional al cuadrado del volumen;

- al volumen le restó el ocupado por las moléculas (covolumen molecular o volumen de exclusión).

Estableció así la ecuación general de los gases para los gases reales (1873):

$$\left(P + \frac{a}{V^2}\right) (V - b) = n \cdot R \cdot T$$

El valor de a y b varía de un gas a otro.

Por este trabajo Van der Waals recibió el Premio Nobel de Física del año 1910.

LEY DE AVOGADRO

Volúmenes iguales de diferentes gases, a la misma presión y temperatura, contienen el mismo número de moléculas, ley que expresó Amadeo Avogadro, italiano, en 1811. Sin embargo, este número no se determinó hasta 1909, cuando Robert Millikan lo hizo mediante el famoso experimento de las gotas de aceite. El número es de $6,02 \times 10^{23}$ moléculas, y se conoce con el nombre de número de Avogadro.

DENSIDAD DE LOS GASES

La densidad de un gas viene expresada por el peso que tiene un litro del gas. Como un mol de un gas ocupa un volumen de 22,4 litros (a 0° C y una atmósfera de presión), se puede dividir el peso molecular por 22,4 y se tiene el peso de un litro del gas y por lo tanto su densidad.

Veamos un ejemplo: el peso molecular del hidrógeno es 2,016 (el doble de su peso atómico ya que es biatómico), dividiendo 2,016 por 22,4 se obtiene 0,09.

LEY DE GRAHAM

En condiciones comparables, las velocidades relativas de difusión de los gases son inversamente proporcionales a la raíz cuadrada de sus respectivas densidades. En efecto, los gases más livianos son los que difunden más fácilmente, el hidrógeno es el gas que lo hace con mayor rapidez.

Vale la pena comentar que, si bien la ley de Graham habla de la difusión, tenemos otra ley más importante que rige la difusión: la ley de Fick.

PRESIONES RESPIRATORIAS. UNIDADES DE PRESIÓN

En biofísica respiratoria se expresan las presiones de dos maneras:

a) presión barométrica. Indica la presión por el peso de una columna líquida que la iguale. Así, la presión atmosférica, igual que la presión sanguínea, puede expresarse en mm Hg o cm de agua.

La presión atmosférica, vale decir la fuerza que ejerce la atmósfera sobre la superficie terrestre, se iguala con el peso de una columna de 76 cm de altura de mercurio. Por lo tanto se dice que, a nivel del mar:

1 atmósfera = 760 mm Hg.

La unidad de presión en el Sistema Internacional de Unidades es el Pascal.

1 Pascal = $1 \text{ N} / \text{m}^2$.

Expresando el peso de una columna de mercurio de 76 cm de altura en pascales tenemos que la presión atmosférica es de 101.300 pascales, que es lo mismo que 1.013 hectopascales, valor muy utilizado en meteorología.

b) presión manométrica. Es la presión expresada en términos relativos a la presión barométrica. En otras palabras, un manómetro indica las presiones por comparación con la presión atmosférica y da valores positivos o negativos según que la presión medida sea

mayor o menor que la presión atmosférica. Así, una presión atmosférica de 759 mm Hg, como la que se observa en los alveolos pulmonares en una inspiración profunda, se expresa como -3 mm Hg, ya que es 3 mm Hg menor que la presión atmosférica.

LEY DE DALTON

De las presiones parciales.

En una mezcla de gases que no reaccionan químicamente entre sí la presión total es igual a la suma de las presiones parciales, es decir la presión que ejercería cada gas si estuviera solo en el mismo volumen.

El oxígeno, que constituye el 21% del aire, es causante de ese porcentaje de la presión atmosférica. Como ésta es igual a 760 mm Hg., y el 21% de esta cantidad es 159, la presión parcial de oxígeno en el aire atmosférico es 159 mm Hg.

LEY DE HENRY

Un gas puesto dentro de un líquido tiende a disolverse en el mismo, alcanzando una concentración directamente proporcional a su presión parcial. La ley de Henry, propuesta por William Henry en 1803, establece que la concentración de un gas disuelto es el producto de su presión parcial multiplicado por el coeficiente de solubilidad del gas.

$$C = P \cdot K$$

Puede deducirse fácilmente que el coeficiente de solubilidad es el cociente entre la concentración y la presión parcial del gas. Por lo tanto, K expresa la concentración de gas disuelto (convencionalmente expresada en mmol/L) que resulta de cada mm Hg de presión parcial.

A la temperatura corporal, algunos coeficientes de solubilidad son:

$$K_{CO_2} = 0,03$$

$$K_{O_2} = 0,02$$

$$K_{N_2} = 0,01$$

La consecuencia práctica de esta ley es que la presión parcial de un gas, si bien se refiere a la cantidad presente en cualquier forma, sugiere la concentración en el sentido de que a mayor presión parcial existe una mayor concentración del gas disuelto.

BASES FÍSICAS DE LA RESPIRACIÓN

La respiración es el proceso biológico por el cual se utiliza el oxígeno del aire y se elimina al exterior el bióxido de carbono producido por la combustión en las células. En otras palabras es el intercambio de gases con el medio incluyendo su utilización.

El intercambio de gases con el exterior, hasta las células (el oxígeno) y desde las células (el bióxido de carbono) es un proceso de difusión. La difusión se rige por la primera ley de Fick, la cual podemos adaptar al intercambio gaseoso:

$$\text{velocidad de difusión} = D \cdot A \cdot \frac{\Delta C \cdot T}{d \sqrt{PM}}$$

D es el coeficiente de difusión de cada sustancia y para cada medio.

A es el área o superficie de la membrana, factor que se añade en este caso.

dC es el gradiente químico del gas o gradiente de concentración. Puede reemplazarse por la diferencia de presiones parciales.

dx es el espesor de la membrana respiratoria.

T es la temperatura.

PM es el peso molecular.

Considerando que D (coeficiente de difusión) es el cociente entre el coeficiente de solubilidad y la raíz cuadrada del PM; y que la temperatura corporal es constante y no influye sobre la difusión,

$$\text{Tasa de difusión} = \frac{\Delta P \cdot A \cdot s}{d \sqrt{PM}}$$

Trasladando estos elementos al cuerpo humano, los principales factores variables son:

- El gradiente químico de los gases (o de presión parcial) entre los alveolos y el capilar pulmonar, que puede variar según la ventilación pulmonar (llegada de aire a los pulmones) o la ventilación alveolar (llegada de aire nuevo a los alveolos).

- El espesor de la membrana, que puede ser afectado por el edema pulmonar al aumentar el espesor de los tabiques alveolares, y

- La superficie de la membrana, que puede ser afectado por destrucción de los tabiques alveolares (como ocurre en el enfisema) o por falta de riego sanguíneo en algunos alveolos. Esto último haría que parte de la membrana respiratoria no sea funcional.

MECÁNICA RESPIRATORIA

El aire ingresa a los alveolos gracias al gradiente de presión, debido a los movimientos del tórax. Al aumentar el volumen del tórax con la inspiración, la presión disminuye obedeciendo a la ley de Boyle y Mariotte. El aumento de la capacidad de la caja torácica en la inspiración se debe al trabajo de los músculos inspiratorios. El más importante de éstos y suficiente por sí solo para la respiración tranquila es el diafragma, que al contraerse empuja hacia abajo los órganos abdominales y aumenta el diámetro vertical del tórax. De los demás músculos inspiratorios algunos se utilizan en la respiración en reposo pero no son imprescindibles, se denominan accesorios y son los intercostales externos y los esternocleidomastoideos. Otros músculos sólo se utilizan en la respiración forzada: los escalenos y los serratos menores.

La expansión de la caja torácica se acompaña de la expansión de los pulmones, debido

a que la pleura visceral (capa serosa que envuelve a los pulmones) está adosada a la pleura parietal por la presión negativa de la cavidad pleural. En la respiración tranquila esta presión oscila entre -8 mm Hg (en la inspiración) y -5 mm Hg.

La espiración es un proceso totalmente pasivo, debido a la elasticidad pulmonar, pero es reforzada voluntariamente con el trabajo de los músculos rectos anteriores del abdomen (músculo espiratorio principal) y de los intercostales internos (músculos espiratorios accesorios).

La presión alveolar es de -1 mm Hg durante la inspiración y +1 mm Hg durante la espiración.

COMPOSICIÓN DEL AIRE ALVEOLAR Y ATMOSFÉRICO

La composición del aire atmosférico varía con la temperatura debido a la diferente proporción de vapor de agua que puede encontrarse; a 0° C la presión parcial de vapor de agua es 3,7 mm Hg porque ese es el valor de la presión de vapor saturado, valor en el cual se equilibra la formación de vapor con la condensación.

La composición del aire alveolar se modifica, en comparación con el aire atmosférico, por dos motivos principales: la humidificación del aire al pasar por las vías respiratorias aumenta la presión parcial de vapor de agua, y la eliminación de bióxido de carbono al alveolo aumenta la presión parcial de este gas. Todo ello necesariamente disminuye la presión parcial de oxígeno y nitrógeno (tabla 11-1).

Gas	PP atm (mm Hg)	PP en los alveolos
Nitrógeno	597	569
Oxígeno	159	104
Vapor de Agua	3,7	47
CO ₂	0,3	40

Tabla 11-1. Diferencias en la composición del aire atmosférico y el alveolar.

GRADIENTES DE DIFUSIÓN DEL OXÍGENO Y EL CO₂

Desde el alveolo pulmonar, donde la presión parcial de O₂ es de 104 mm Hg., el oxígeno difunde al capilar pulmonar donde su presión parcial es de 40 mm Hg. El resultado es que la sangre oxigenada que sale de los pulmones se ha equilibrado con la presión parcial de oxígeno alveolar, es decir 104 mm Hg. Al mezclarse con la sangre desoxigenada de las venas bronquiales el PO₂ desciende a aproximadamente 100 mm Hg, que es la presión parcial con que el oxígeno llega a los tejidos sistémicos. En los capilares generales el oxígeno difunde hasta equilibrarse con la PO₂ intersticial (40 mm Hg) que es la causa de que la sangre venosa llegue a los pulmones con una PO₂ de 40 mm Hg. En las células la PO₂ promedio es de 23 mm Hg.

PO ₂ arterial	100 mm Hg
PO ₂ tisular	40 mm Hg
PO ₂ intracelular	23 mm Hg

El bióxido de carbono pasa de las células, donde la PCO₂ es de 46 mm Hg, al intersticio, donde la PCO₂ es de 45 mm Hg. La sangre venosa que sale de los tejidos se ha equilibrado con el intersticio y por ello llega al capilar pulmonar con una presión parcial de 45 mm Hg., de allí el CO₂ difunde a los alveolos donde la PCO₂ es de 40 mm Hg.

PCO ₂ intracelular	46 mm Hg
PCO ₂ intersticial	45 mm Hg
PCO ₂ alveolar	40 mm Hg

VOLÚMENES Y CAPACIDADES PULMONARES. ESPIROMETRÍA

El espirómetro es un aparato con el cual se miden los volúmenes pulmonares. Consiste en un tambor o cilindro invertido, con la parte superior cerrada, colocado sobre el agua de manera que quede un compartimiento con aire.

A través de una boquilla se puede respirar el aire dentro del tambor invertido. La boquilla y una manguera de conexión se continúan con un tubo que llega al compartimiento de aire desde abajo a través del agua, y el individuo se coloca una pinza cerrando las fosas nasales, respirando por la boca. De esta manera el cilindro y las vías aéreas del individuo forman un sistema cerrado. El volumen de aire que se moviliza con cada movimiento respiratorio causa un movimiento vertical del cilindro flotante. Éste está suspendido de una cadena, y el movimiento se traslada por medio de poleas a una aguja inscriptora. Las mediciones realizadas con el espirómetro de volumen se denominan espirometría estática.

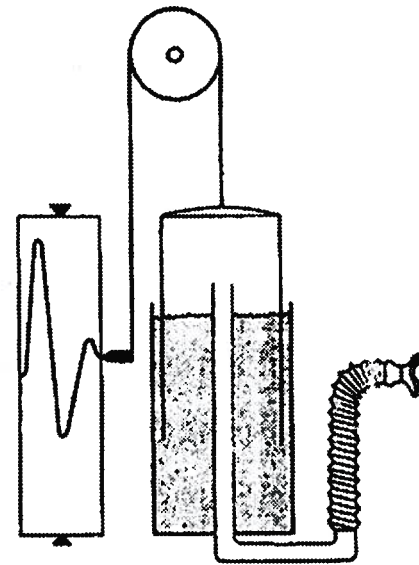


Fig. 11-1. Componentes de un espirómetro clásico. Obsérvese cómo el agua actúa como un sellador del compartimiento de aire dentro del cilindro. La inscripción se realiza sobre un tambor giratorio, que de hecho es un quimógrafo.

Volumen corriente

Es el volumen de aire que entra y sale de los pulmones en un solo ciclo respiratorio (entra en la inspiración y un volumen igual sale en la espiración). Para medir este volumen se hace una inspiración normal y luego se hace una espiración normal en la boquilla del espirómetro. Su valor normal en el individuo común es de 500 ml.

Volumen de reserva inspiratoria

Es el máximo volumen de aire que se introduce en los pulmones con una inspiración forzada. Su valor normal es de 3.000 ml.

Volumen de reserva espiratoria

Es el volumen de aire que se puede extraer de los pulmones después de una espiración normal. Su valor normal es de 1.200 ml.

La suma de estos tres volúmenes se denomina capacidad vital. Es el máximo volumen que puede movilizarse con movimientos respiratorios extremos.

Volumen residual

Es el volumen de aire que permanece en los pulmones después de una espiración, aunque sea forzada. No puede medirse por espirometría. Su valor es de 1.200 ml.

Capacidad residual funcional. Es la suma del volumen de reserva espiratoria y el volumen residual.

Capacidad total. Si se suman capacidad vital y volumen residual se obtiene la capacidad total.

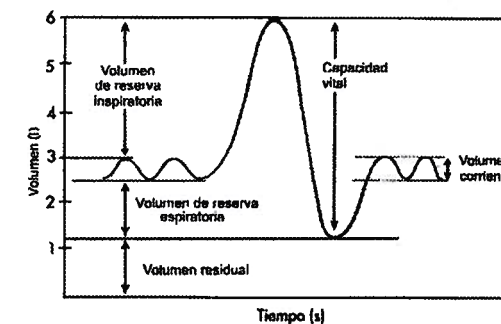


Fig. 11-2. Registro de una espirometría estática.

Neumotacógrafo

Los modernos espirómetros no miden volúmenes sino el flujo de aire; en éstos los volúmenes se conocen mediante un sistema computarizado basado en las diferencias de presión a ambos lados de una resistencia. Existen varios métodos para establecer la resistencia,

lo cual determina el tipo de neumotacógrafo. Probablemente el más difundido sea el de tipo Fleisch: en éste el paciente respira a través de un tubo que a su vez contiene un haz de tubos capilares paralelos que convierten el flujo turbulento en estacionario. La presión antes y después del arreglo de tubos capilares es recogida por un transductor que transmite los datos al sistema de registro. Las mediciones pueden hacerse tanto durante la espiración como durante la inspiración. El estudio realizado con el neumotacógrafo se denomina espirometría dinámica.

TRABAJO DE LA RESPIRACIÓN

El trabajo de la respiración es el producto de volumen x presión.

Componentes del trabajo respiratorio

La mayor parte del trabajo respiratorio es el necesario para vencer la resistencia elástica del tórax durante la inspiración (trabajo de adaptabilidad). Una parte menor del trabajo respiratorio se realiza contra la resistencia elástica del tejido pulmonar. En el gráfico 11-3 se observa la magnitud del trabajo total contra las fuerzas elásticas como todo el área gris.

Otra parte del trabajo es necesario para vencer la resistencia de las vías respiratorias (resistencia no elástica). En el gráfico el trabajo para vencer la resistencia de la vía aérea durante la inspiración está representado por la mitad blanca de la elipse. Durante la espiración el trabajo consiste en vencer la resistencia de la vía aérea, este trabajo está representado por la mitad de la elipse que queda en la parte gris, superpuesta a una parte del área que representa el trabajo total contra las fuerzas elásticas..

El trabajo total contra las fuerzas elásticas se ve en el gráfico como toda la parte gris, incluso la que se superpone con la mitad de la elipse.

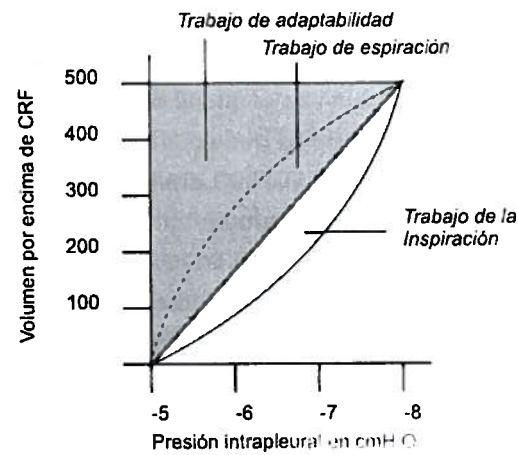


Fig. 11-3. Trabajo de la respiración.

La razón del trazado de estas elipses es que el pulmón no es perfectamente elástico; entonces la relación presión / volumen no puede ser la recta que divide en dos la elipse sino las curvas (una durante la inspiración y otra durante la espiración) que juntas forman la elipse.

Adaptabilidad pulmonar

Es la medida de la prontitud o facilidad con que los componentes del sistema respiratorio se distienden en respuesta a la presión que sufren. Es muy común el uso de la palabra, supuestamente en español, *compliance*, degeneración de la palabra en inglés.

La adaptabilidad se expresa por el volumen en ml que varía por cada mm Hg. de presión.

$$\text{Adaptabilidad} = \frac{\text{cambio de volumen}}{\text{cambio de presión}}$$

RESPIRACIÓN EN CONDICIONES ESPECIALES

EFFECTOS FISIOLÓGICOS DEL BUCEO

El valor de la presión atmosférica expresada como la altura de una columna líquida es igual a 10,3 m de agua. Como esta presión se experi-

menta a nivel del mar, un individuo a 10 m de profundidad experimenta una presión total de 2 atmósferas. Todos los tejidos, líquidos y gases dentro del cuerpo sufren estas presiones.

El buceador debe mantener la presión dentro de sus pulmones en el mismo nivel que la presión a su alrededor. Esto significa que a medida que asciende debe ir liberando aire de los pulmones o disminuyendo la presión de los tanques. Caso contrario los pulmones podrían romperse y sufrir neumotórax. Además la alta presión de gas puede hacer irrumpir burbujas en la sangre causando una embolia gaseosa.

Narcosis por nitrógeno

A la presión que debe tener el aire para que lo pueda respirar un buzo a varias atmósferas de presión, el nitrógeno se encuentra en tanta cantidad que afecta a las membranas celulares disminuyendo la excitabilidad neuronal y produciendo un efecto similar al del alcohol primero (borrachera) y de anestésico general después (narcosis). Estos efectos comienzan a aparecer en un tiempo que varía entre 30 minutos y una hora. A 40 m de profundidad se inicia el efecto tipo intoxicación alcohólica, entre los 90 y 100 m se llega a la anestesia general. El helio, que es mucho menos soluble que el nitrógeno, puede utilizarse en lugar del nitrógeno en una mezcla gaseosa para respirar como aire comprimido. Su efecto narcótico es 4 veces menor y la narcosis aparece recién a los 150 m.

Retención de CO₂

El bióxido de carbono retenido no tiene efecto si no alcanza una concentración de 10% en la mezcla, proporción que si se alcanza se produce una estimulación del centro respiratorio y una hiperventilación.

Un buceador puede imprevistamente perder la conciencia por acumulación de CO₂.

Una alta presión parcial de CO₂ arterial aumenta la probabilidad de toxicidad por oxígeno o narcosis por nitrógeno.

Toxicidad por oxígeno. Aun cuando se respira aire comprimido (21% de oxígeno) la alta presión con que llega a los alveolos provee una presión parcial de oxígeno muy alta. Por ejemplo, si el buceador se encuentra a 30 m soporta una presión de 4 atmósferas o 3040 mm Hg, de las cuales 638 mm Hg corresponden a oxígeno (21% de la presión total). Suele producirse en una hora si la profundidad es de 10 m. Efectos: náuseas, vértigo, trastornos de la visión, irritabilidad y temblores. Si la presión parcial de oxígeno llega a 2 atmósferas (a 10 m de profundidad con oxígeno puro) se presentan convulsiones, pérdida de la conciencia y coma.

Se considera 2 atm de presión de oxígeno como el umbral para la toxicidad por oxígeno. Esta presión se alcanza a diferentes profundidades dependiendo de la mezcla de oxígeno:

100% de oxígeno	10 m (2 atm)
50% de oxígeno:	30 m (4 atm)
Aire comprimido:	90 m (10 atm)

A una profundidad de 30 m se recomienda un tiempo máximo de 45 minutos respirando oxígeno puro; este tiempo disminuye a medida que aumenta la profundidad.

Mecanismo de la toxicidad por oxígeno: se piensa que el oxígeno oxida enzimas cuya estructura es mantenida por puentes disulfuro.

Efectos de la alta presión de oxígeno: fibroplasia retrolental y ceguera por falta de desarrollo de vasos de la retina (en prematuros).

DESCOMPRESIÓN

El nitrógeno es cinco veces más soluble en las grasas que en el agua.

Se sabe que el 75% del nitrógeno disuelto difunde bastante rápidamente de los tejidos a la sangre y de allí a los pulmones. El 25% restante disuelto en el tejido graso requiere varias horas de tiempo, dependiendo de la disolución

que haya alcanzado el nitrógeno en el tejido graso (lo cual a su vez depende del tiempo de exposición y la profundidad). A una profundidad de 30 metros, después de respirar aire comprimido durante 100 minutos, se requiere una hora y 40 minutos para la descompresión, que ocurre con el ascenso lento. Una regla tradicional menciona un tiempo de ascenso igual que el tiempo de permanencia, pero existen protocolos de ascenso más exactos basados en una regla principal: velocidad de ascenso de 9 m por minuto y paradas programadas según una tabla. Para profundidades de hasta 10 m no se requiere descompresión, es decir se acepta que una presión de 2 atmósferas no requiere descompresión gradual.

Síntomas: en el 90% de los casos el síntoma predominante es dolor en articulaciones y músculos (a veces mal localizado), sin relación con el movimiento de las extremidades; otros síntomas son dolor abdominal, trastornos neurológicos como parálisis o pérdida de la conciencia y otras manifestaciones clínicas que dependen de los órganos afectados por la embolia gaseosa: dificultad respiratoria, shock.

Sumergirse repetidamente aumenta la probabilidad de descompresión, debido al nitrógeno residual.

Además de ser útil para prever la narcosis por nitrógeno, el helio es útil para prever la enfermedad por descompresión: al ser menos soluble en los tejidos hay menos helio liberado durante la descompresión y menos burbujas. Sin embargo el helio tiene dos inconvenientes: transmite poco el sonido, lo cual es inconveniente para comunicarse, y transmite en exceso el calor, lo cual facilita la hipotermia.

Una mezcla gaseosa disponible para el buceo se denomina nitrox, y como su nombre sugiere consiste en proporciones variables de nitrógeno y oxígeno. Por ejemplo, 50 y 50%, 60% y 40%, etc.

RESPIRACIÓN EN LA ALTURA

Atmósfera terrestre y presión atmosférica

Se denomina atmósfera a la capa de gases que rodea a la tierra. Su límite no está bien definido, sino que simplemente se vuelve menos densa a medida que aumenta la distancia de la superficie terrestre. Casi toda la masa de la atmósfera se encuentra en los primeros 30 Km de altura; si se pesara la columna de aire que se encuentra sobre un área de 1 m² encontraríamos que su masa es de aproximadamente 10.000 Kg. Podemos así comprender fácilmente la magnitud de la presión atmosférica y la unidad con que se expresa:

Como 10.000 Kg. multiplicados por la aceleración de la gravedad es aproximadamente 100.000 Newton de fuerza, la fuerza ejercida por la atmósfera por unidad de superficie (presión) equivale a 100.000 N / m². Utilizando las cifras exactas el valor hallado es de 101.300 N / m². En meteorología se expresa comúnmente este valor de 101.300 Pascales como 1.013 hectopascales. Con un barómetro de mercurio el valor equivalente es de 760 mm Hg.

A medida que se asciende, la presión atmosférica total disminuye.

Nivel del mar:	760 mm Hg
3.000 m	523 mm Hg
6.000 m	349 mm Hg
9.000 m	226 mm Hg

Capas de la atmósfera

Troposfera. Es la capa en contacto con la superficie terrestre, en la que se desarrollan los fenómenos atmosféricos, tormentas, vientos y nubes. Su límite superior se encuentra entre los 10.000 y los 11.000 m.

Estratosfera. Esta capa se extiende hasta los 50.000 m. En ella se encuentra la capa de ozono, entre los 25.000 y los 45.000 m. Por encima de la capa de ozono, entre la estratosfera

y la siguiente capa, la temperatura es de unos 20°C., lo cual contrasta con las temperaturas frías de la alta atmósfera.

Mesosfera. Se extiende desde los 50.000 m. Hasta los 80.000 m. aproximadamente.

Ionosfera (llamada también termosfera). Se extiende desde los 80.000 m. hasta los 120.000 m.

Exosfera. Se extiende por encima de la ionosfera hasta los límites de la atmósfera, aproximadamente a 650 km de la superficie. En esta capa se desplazan los satélites artificiales; a unos 360 km de altura está la órbita de la Estación Espacial Internacional.

Además de la disminución de la presión atmosférica con la altura, un factor adicional se presenta al respirar a grandes alturas: la producción de CO₂ y la humidificación del aire continúan, de manera que la presión parcial de vapor de agua se mantiene en 47 mm Hg y la presión parcial de CO₂ disminuye muy poco. Esto trae como consecuencia que, además de disminuir la presión total, y con ello la presión parcial de oxígeno, proporcionalmente es cada vez mayor el contenido de CO₂ y vapor de agua en los alveolos a expensas del nitrógeno y, lo que es más importante, del oxígeno. En consecuencia, mientras en la atmósfera el oxígeno sigue representando aproximadamente el 21% del aire a cualquier altitud, en los alveolos este porcentaje es cada vez menor (tabla 11-2).

Altura	Patm	PO2 atm	PO2 alv
0 msnm	760	159	104 (13,7%)
3000	526	110	67 (12,7%)
6000	354	74	40 (11,3%)
9000	226	47	18 (8%)

Tabla 11-2. Disminución de la proporción de oxígeno en el aire alveolar a medida que aumenta la altitud. La PO2 alveolar es un porcentaje cada vez menor de la Patm.

La presión parcial de O2 a diferentes alturas se puede calcular por la ecuación:

$$PAO_2 = (Patm - 47 \times 0,21) - (PACO_2/R)$$

Donde Patm es la presión atmosférica a la altura en cuestión, 47 es la presión parcial de vapor de agua que invariablemente se conserva en el mismo valor si lo hace también la temperatura corporal, 0,21 es la fracción o proporción de oxígeno en el aire, PACO₂ es la presión parcial de CO₂ alveolar y R es el cociente respiratorio, considerado generalmente como 0,80.

Síntomas de la enfermedad de las montañas aguda

Disnea, taquicardia, malestar, náuseas y vómitos, insomnio. Estos efectos comienzan a sentirse desde 3000 m. A los 4000 m suele presentarse embotamiento mental, debilidad muscular. La exposición rápida a alturas mayores, con una variación grande de altura en pocas horas, puede producir edema cerebral y edema pulmonar. A los 6000 m pueden presentarse convulsiones. Se considera que la persona no aclimatada pierde la conciencia a los 7500 m.

El trágico viaje de los exploradores Tissandier, Sivel y Croce-Spinelli a bordo del globo Zenith, que terminó en la muerte de dos de ellos (abril 15, 1875) ilustra los efectos de la hipoxia sobre el raciocinio: a pesar de haber llegado al límite tolerable respirando aire (7500 m), ellos no apreciaron correctamente esta situación, no utilizaron sus tanques de oxígeno, que consistían en una mezcla gaseosa con oxígeno al 70%, y arrojaron lastre (peso) para ascender

aún más. Perdieron la conciencia y solamente sobrevivió Gastón Tissandier.

Un pequeño cambio de presión como el que ocurre al descender por una carretera de montaña produce la sensación de "oído tapado" que cesa al tragar saliva, acto que equilibra la presión en el oído medio.

El término "enfermedad por descompresión" puede ser aplicado también a la que se presenta bruscamente en la altitud. Las cabinas de tripulación y pasajeros de los aviones comerciales están presurizadas, es decir mantienen la presión del aire a un valor cercano a la presión atmosférica al nivel del mar. No lo hacen exactamente: si la presión fuera 760 mm Hg la estructura del avión estaría sometida a fuertes tensiones y podría estallar cuando se encuentre a gran altura y a baja presión externa.

LECTURAS RECOMENDADAS

- Cromer, A.H. *Física Para las Ciencias de la Vida*. 2ª edición. Reverté. Barcelona, 2007.
- Dvorkin, M., Cardinali, D., Iermoli, R. *Bases Fisiológicas de la Práctica Médica de Best & Taylor*. 14ª edición. Editorial Médica Panamericana. Buenos Aires, 2010.
- Hall, J. *Fisiología Médica de A.C. Guyton*. 11ª edición. Elsevier. Madrid, 2006.
- Tresguerres, J.A.F. *Fisiología Humana*. 4ª Ed. McGraw Hill. México, 2010.

12

Termodinámica y calor corporal

Principios de la termodinámica

Aplicaciones en el hombre

Calorimetría y requerimiento energético

Termometría

Regulación de la temperatura corporal

TERMODINÁMICA

CALOR

La energía puede estar presente en los cuerpos de tres maneras: en forma de energía cinética, de energía potencial (la suma de ambas es la energía mecánica) y de energía química. El calor es una forma de energía cinética, la energía de la materia en movimiento.

CONSERVACIÓN DE LA ENERGÍA

Antoine Lavoisier, químico, afirmaba que “en la naturaleza nada se pierde, todo se transforma”. Se le atribuye la creación del primer principio de conservación: conservación de la masa.

El principio de conservación de la energía en cambio, es el producto de dos grandes físicos; Julius Mayer y James Prescott Joule.

Julius Mayer, en 1842 y a la edad de 28 años, publicó un hermoso ensayo denominado “notas sobre las energías de naturaleza inorgánica”. Hermoso, porque estaba redactado de manera cualitativa más que cuantitativa, como gustaría a nuestros alumnos actuales. Concep-

tos intuitivos y creativos, sin números en las partes más “sabrosas”. Según la traducción de este autor, expresaba entre otras cosas: *las energías son causas y, en una cadena de causas y efectos, ninguno de los términos puede llegar a valer cero* (ni siquiera usó el número cero: dijo en realidad *nada*). También expresó que las causas (energías) pueden cambiar de forma. Estableció así, de muy bella forma, las dos características fundamentales de la energía: su indestructibilidad y su interconvertibilidad.

PRIMER PRINCIPIO DE LA TERMODINÁMICA

Es el principio de la conservación de la energía aplicado a sistemas térmicos: *la energía total de un sistema y su entorno se mantiene constante*.

En efecto, durante un proceso físico o químico el calor no se crea ni se destruye. Estos cambios físicos y químicos implican, en cambio, una redistribución de la energía, que es la fuerza capaz de producir estos cambios. De esta manera, aun cuando hay transferencia de energía de una parte a otra de un sistema, o en-

tre el sistema y su entorno, la cantidad total de energía no se modifica.

Considerando el cuerpo humano, el entorno es el medio inmediato sobre el cual se puede realizar trabajo, ya que los animales interactúan mecánicamente con el medio e intercambian energía con él.

Si el cuerpo humano realiza trabajo externo le transfiere al medio parte de su energía; asimismo cuando el organismo recibe calor éste se transforma en una cantidad igual de otras formas de energía.

Puede ser que la totalidad del calor recibido se convierta en más energía interna, pero puede ser que solamente una parte pase a aumentar la energía interna y una parte se manifieste en forma de trabajo externo del sistema, un efecto ejercido sobre el entorno.

CALOR RECIBIDO = AUMENTO DE LA ENERGÍA INTERNA + TRABAJO EXTERNO

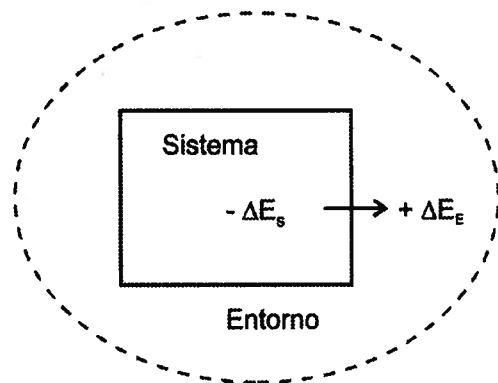


Fig. 12-1. Representación esquemática del primer principio de la termodinámica. La variación de energía (en este ejemplo disminución) sufrida por el sistema debe ser igual a la variación de energía (en este caso aumento) registrada en el entorno.

Aplicación del primer principio de la termodinámica en el hombre

Si el sistema considerado es el organismo humano la forma de energía adecuada es la energía química, la cual se incorpora al organismo por medio de los alimentos.

La energía química incorporada al organismo se convierte en parte en calor y otras for-

mas de energía interna y en parte en energía mecánica:

1. Calor
2. Energía química almacenada (no utilizada)
3. Productos de desecho.
4. Trabajo mecánico.

$$E_1 = Q + E_2 + D + T$$

En el individuo en reposo la cantidad de calor introducida en el cuerpo por medio de los alimentos es igual a la cantidad de calor que el cuerpo desprende por diversos medios. En el individuo que realiza esfuerzo físico el trabajo realizado requiere el gasto de una cantidad equivalente de calor, dependiendo del trabajo. De allí el concepto de requerimiento energético para cada actividad que estudiaremos en Calorimetría.

El papel de James Prescott Joule consistió en demostrar la equivalencia entre calor y trabajo mecánico, como se verá más adelante. En su honor se denomina Joule a la unidad de trabajo (la causa) y al mismo tiempo de energía (la causa).

Joule calculó la equivalencia entre energía calorífica y trabajo mecánico por medio de un experimento en el cual registró la variación de temperatura de un líquido como consecuencia de un trabajo mecánico que también registró. En la fig. 13-2 se observa el dispositivo que consistía en un frasco herméticamente cerrado (como un termo) que contenía en su interior un líquido y un eje central que movía unas paletas agitadoras del líquido. A su vez estas paletas tenían un eje movido desde afuera por la caída de un peso al extremo de una cuerda enrollada por el extremo externo, como si fuera un carrete de hilo desenrollándose rápidamente. La mayoría de los libros de Física calculan el trabajo mecánico por el movimiento angular de las paletas, pero hay una manera más simple, que es calcularlo a partir del peso que se deja caer y la distancia.

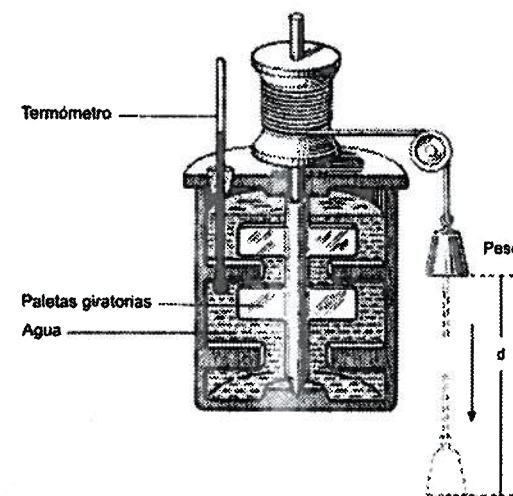


Fig. 12-2. Experimento de Joule para hallar la equivalencia entre cantidad de calor y trabajo mecánico.

Luego se aplica la ecuación fundamental de la calorimetría:

$$\pm Q = mc \Delta T$$

y se tendrá la cantidad de calor recibida por el líquido que será equivalente al trabajo mecánico verificado.

$$1 \text{ Joule} = 0,24 \text{ Kcal.}$$

Increíblemente, no existe una unidad para energía, por esta razón se cuantifica por su resultado (trabajo en Joule) o la forma más difundida y mejor comprendida de energía, la energía calorífica. Existen, ciertamente, unidades para formas específicas de energía (electromagnética, mecánica, etc.) pero no para la energía simple y llana.

SEGUNDO PRINCIPIO DE LA TERMODINÁMICA

El segundo principio de la termodinámica se expresa de varias formas, todas ellas basadas en que: *para que un proceso ocurra espontáneamente es preciso que aumente la entropía del sistema y su entorno.* La entropía es el grado de desorden de un sistema.

Algunas de las "versiones" del segundo principio son:

POSTULADO DE CLAUSIUS

El calor no fluye espontáneamente de un cuerpo frío a otro caliente. Este es un concepto antiguo pero cierto. El calor fluye siguiendo un gradiente de temperatura. Por ello, para convertir el calor en trabajo mecánico son necesarias dos fuentes con temperaturas distintas: caldera y sumidero de calor.

Es muy importante notar la palabra "espontáneamente". En efecto, el calor puede fluir en el sentido "prohibido espontáneamente" si se realiza un trabajo sobre el sistema. Análogamente, cuando fluye en el sentido espontáneo produce trabajo.

El calor puede fluir del cuerpo frío al caliente si el sistema **recibe trabajo**, es decir, se gasta energía en ello, como ocurre, por ejemplo, con un aparato de aire acondicionado, que es capaz de llevar calor al exterior aunque allí la temperatura sea mayor que en el interior. Por lo tanto, cuando el calor fluye en el sentido espontáneo, **produce trabajo**.

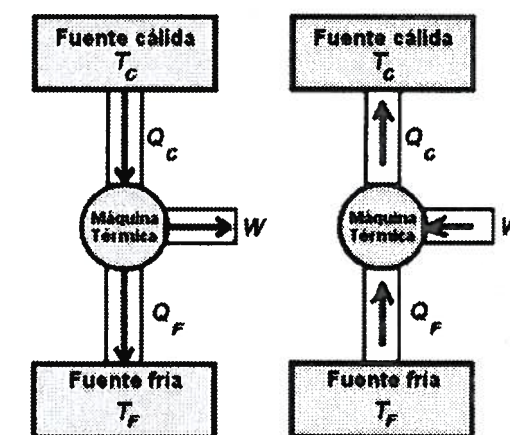


Fig. 12-3. En el esquema de la izquierda, la transferencia de calor en el sentido espontáneo produce trabajo. La transferencia en sentido contrario (mostrada a la derecha) requiere trabajo.

POSTULADO DE KELVIN

El segundo principio según Kelvin expresa la imposibilidad de convertir totalmente el calor en otra clase de energía. No se puede convertir en trabajo todo el calor.

La proporción de calor convertido en trabajo se denomina eficiencia de una máquina térmica. En 1824 el ingeniero Sadi Carnot demostró que la eficiencia es igual al gradiente de temperatura entre la caldera (depósito caliente) y el sumidero (depósito frío) dividido por la temperatura de la caldera:

$$\text{Eficiencia} = \frac{T_c - T_f}{T_c}$$

Por ejemplo, si la temperatura de la caldera es de 400 K y la del sumidero 200 K, la ecuación para la eficiencia queda:

$$\text{Eficiencia} = \frac{400 - 200}{400} = 0,5$$

o sea una eficiencia del 50%.

A su vez, la eficiencia de las máquinas y los procesos indica la proporción de conversión de la energía en trabajo.

El segundo principio implica cierto grado de irreversibilidad en los procesos

Por este motivo, aunque se considere que trabajo = variación de energía libre, el trabajo es aún menor que la variación de energía libre, es decir que siempre hay energía desperdiciada (energía de desecho).

En el organismo, esta irreversibilidad hace necesario proveer energía química procedente de los alimentos, es decir el segundo principio de la termodinámica establece la necesidad de alimentarnos, pero es el primer principio de la termodinámica el que rige la utilización de la energía.

Existe un **tercer principio de la termodinámica** que se refiere a la imposibilidad de alcanzar la temperatura de cero absoluto.

“Ley cero de la termodinámica”: dos cuerpos en equilibrio térmico con un tercero están en equilibrio entre sí.

CONCEPTO DE PROCESO ADIABÁTICO

Se denominan procesos adiabáticos a aquellos que se llevan a cabo con cantidad constante de calor.

CALORIMETRÍA Y METABOLISMO BASAL

La energía química presente en los enlaces del ATP y que se libera cuando esta molécula se degrada es en el organismo como la energía calorífica desprendida por la explosión de los combustibles. La cantidad de esta energía se expresa por medio de la unidad denominada caloría: es la cantidad de calor necesario para elevar la temperatura de un gramo de agua en un grado Celsius, de 14,5°C a 15,5°C. Como esta es una cantidad muy pequeña de energía, se utiliza la unidad Kilocaloría que es, obviamente, mil veces mayor y representa el mismo concepto pero con relación a un litro de agua. Es exactamente equivalente a una Kilocaloría si la palabra caloría se escribe con mayúsculas: Caloría.

Actualmente la Caloría o Kilocaloría (Kcal.) debe reemplazarse por el KiloJoule.

$$1 \text{ Kcal} = 4,18 \text{ Kjoule}$$

$$1 \text{ Kjoule} = 0,24 \text{ Kcal.}$$

El cuerpo humano gasta energía para los movimientos corporales (desplazamiento, trabajo, ejercicio, etc.) y para poder llevar a cabo las reacciones químicas del organismo. Se denomina metabolismo basal al conjunto de reacciones químicas que se llevan a cabo cuando el individuo se encuentra gastando energía para las funciones de mantenimiento y no en actividad física ni ninguna clase de gasto extra. Por ello, se considera que las condiciones basales son: reposo físico y psíquico de por lo menos

30 minutos; temperatura agradable, de 22 a 25 °C., y 12 horas de ayuno.

Determinación del metabolismo basal. Se mide el consumo de oxígeno por calorimetría indirecta y se aplica la siguiente ecuación:

$$\text{MB} = \frac{\text{Consumo de } O_2 \text{ (litros por hora)} \times 4,825}{\text{Superficie corporal en m}^2}$$

4,825 es el equivalente energético del oxígeno y es la cantidad de Calorías producidas cuando los alimentos se oxidan con un litro de oxígeno. Es un valor promedio, considerando una alimentación corriente.

El consumo de oxígeno se mide con el aparato de Benedict – Roth, que es similar a un espirómetro clásico, con modificaciones.

Como se ve, el metabolismo basal quedará expresado en cantidad de Calorías producidas por el organismo por cada metro cuadrado de superficie corporal. En reposo, la cantidad de oxígeno consumido es la necesaria para producir a su vez la cantidad de Calorías requeridas por el organismo en esa condición. El resultado de la determinación debe cotejarse con tablas que contienen los valores normales para cada edad y sexo, así como el mecanismo para calcular la superficie corporal a partir del peso y la talla. Como ejemplo, digamos que el metabolismo basal normal de un varón adulto joven es de 42 Kcal. por hora por m². En las mujeres el MB es un 5% menor. En los recién nacidos el MB es muy alto y permanece así durante el primer año de vida. Después va disminuyendo a lo largo de la vida.

El metabolismo basal es influenciado por el clima; en el invierno aumenta para producir calor, por efecto de las hormonas tiroideas. En los lugares fríos aunque el individuo se encuentre en una sala climatizada (la medición es a 20° C) su metabolismo basal se mantiene algo elevado, ya que las hormonas tiroideas son de acción lenta. Ahora bien, decir que el MB au-

menta con el ejercicio es un absurdo, ya que el individuo debe estar en reposo.

El metabolismo basal como parte del requerimiento energético diario. Cuando se quiere conocer el metabolismo basal total para 24 horas y para todo el organismo, naturalmente se omite la superficie corporal; la fórmula a utilizar viene a ser entonces:

$$\text{MB (en Kcal. por día)} = (\text{Consumo de } O_2) \times (4,825) \times (24)$$

Se puede estimar aproximadamente el MB como 1 Kcal. por hora por Kg. de peso corporal. Este método da un resultado bastante aproximado: por ejemplo 70 Kg. x 24 horas nos da = 1.700 Kcal. al día.

La cantidad de energía requerida para el metabolismo basal es la principal necesidad a cubrir. Luego se debe cubrir también la necesidad de energía para la actividad física especificada, según el tipo de tarea o ejercicio. Otra cantidad de energía se requiere para las actividades no especificadas, las cuales se denominan en conjunto “actividad indeterminada”, como ser hablar por teléfono, bañarse, comer, etc. Finalmente se debe reponer la energía gastada para la absorción y asimilación de los nutrientes, lo que se llama efecto termogénico de los alimentos. Esta cantidad se estima en un 10% de la cantidad de Calorías requeridas para cubrir los tres primeros ítems.

REQUERIMIENTO ENERGÉTICO DIARIO

A-Metabolismo basal, en el ejemplo de un individuo promedio de 1,70 m y 70 Kg. de peso la superficie corporal es de aproximadamente 1,6 m². Si el MB debe ser 42 Kcal. por hora por m², a su superficie corporal corresponde 67 Kcal por hora. Multiplicando por 24 tenemos 1.600 Kcalorías al día.

B-Actividad física: depende del tipo de actividad y se calcula por hora.

Actividad liviana (hasta 100 Kcal por hora): es la que se realiza habitualmente sentado, cómodo, como escribir, conducir, jugar a las cartas, escribir a máquina, trabajo del médico en consultorio, escuchar o dar clases.

Actividad moderada (entre 100 y 200 Kcal por hora): se realiza en ambiente cerrado y cómodo pero generalmente de pie o incómodo, como el cajero muy atareado o el cirujano en plena tarea; barrer, planchar, o caminar, regar las plantas, etc.

Actividad intensa (entre 200 y 300 Kcal por hora): ya es una actividad agitada, tales como bailar, jugar ping-pong, hacer gimnasia, caminar rápido, recorrer las calles con alguna carga (vendedor ambulante), etc. También se incluyen las profesiones que requieren cierto trabajo físico como la mecánica, la carpintería, construcción.

Actividad muy intensa (entre 300 y 400 Kcal por hora): correr, practicar deportes colectivos, estibar cargas a hombro, cortar leña, etc.

Un gran número de actividades requieren más de 400 Kcal./h, son las actividades especialmente extenuantes como el tenis, la natación, escalar motañas, subir y bajar escaleras, etc. Para estas se debería establecer una franja adicional, desde 400 Kcal. por hora en adelante (hasta 1000 Kcal./h).

C-Actividad indeterminada. Es el gasto de energía para las actividades variadas de la vida diaria: bañarse, comer, hablar por teléfono, etc. Se estima una cantidad total de 300 Kcal. al día.

D-Efecto termogénico de los alimentos. Es la energía que se consume para la asimilación de los alimentos, especialmente la absorción. Como este requerimiento debe aumentar a medida que el individuo requiere mayor energía y por lo tanto mayor alimentación, se calcula

el 10% de la suma subtotal de los tres ítems anteriores.

Ahora veamos un ejemplo completo:

-Metabolismo basal:	1.600 Kcal.
-Actividad física: (moderada: 150 X 6 horas)	900 Kcal.
-Actividad indeterminada:	300 Kcal.
-Efecto termogénico (10% de 2.800)	280 Kcal.
TOTAL:	3.080 Kcal. al día.

Esta cantidad de Calorías debe ser proveída por los alimentos. El valor energético de los nutrientes es:

- Glúcidos: 4 Kcal. por gramo
- Proteínas: 4 Kcal. por gramo
- Lípidos: 9 Kcal. por gramo
- Alcohol: 7 Kcal. por gramo

TERMOMETRÍA

El calor es una forma de energía proveniente de la actividad cinética de las moléculas. La temperatura es el calor relativo a la masa de los cuerpos, es decir que entre dos cuerpos con igual cantidad de calor el que tenga menor masa tendrá mayor concentración de calor y por lo tanto mayor temperatura. A pesar de su estrecha relación con el calor, la temperatura no es una forma de energía. **La temperatura representa la energía cinética promedio de las moléculas de un cuerpo.**

Buscando nuevas formas de expresar el concepto, podemos decir también que *la temperatura es el calor subjetivo, ya que es la sensación que percibimos de la densidad de calor de un cuerpo.*

Dos cuerpos en contacto entre sí, si tienen distinta temperatura, intercambian calor. Para

la transferencia de calor de un cuerpo a otro lo que importa es el gradiente de temperatura.

La diferencia de temperatura es la fuerza impulsora de la transferencia de calor. En ello reside la importancia de la temperatura.

Los cambios de temperatura determinan cambios en las propiedades físicas de los cuerpos: longitud, volumen, presión, conductividad, longitud de onda de la radiación emitida por un cuerpo, etc.

TERMÓMETROS

Son dispositivos para registrar o medir la temperatura. Dado que el calor dilata los cuerpos, se puede medir la temperatura por el grado de dilatación de una sustancia conocida.

SUSTANCIAS TERMOMÉTRICAS

Los líquidos son las mejores sustancias termométricas, pues su volumen aumenta uniformemente con la temperatura. Los gases tienen un gran coeficiente de dilatación y constituyen la sustancia termométrica ideal,

pero su volumen es muy afectado por la presión a que están expuestos. Los sólidos se dilatan poco y recuperan muy lentamente su volumen inicial.

El primer termómetro conocido en la historia, construido por Galileo, utilizaba gas. También construyó un termómetro que funcionaba con vino, y otro con agua y unas ampollas flotantes (fig.12-4).

En 1714 Fahrenheit inventó el termómetro de mercurio.

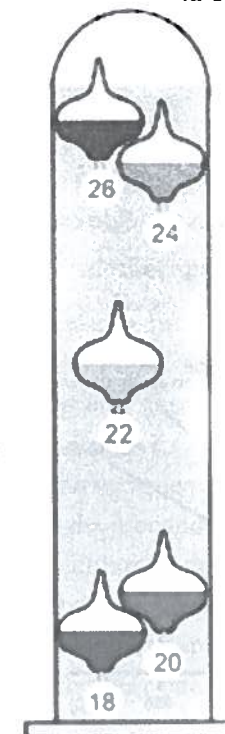


Fig. 12-4. Termómetro de Galileo.

La sustancia termométrica más conveniente es el mercurio, por varias razones:

- su calor específico es bajo (30 veces menor que el del agua), es decir necesita poca cantidad de calor para elevar su temperatura,
- presenta mucha dilatación al absorber calor; su coeficiente de dilatación no es muy alto pero experimenta gran variación de temperatura, por lo indicado en el punto anterior,
- su volumen varía uniformemente con la temperatura,
- es fácil de obtener en estado puro,
- es el líquido que mejor conduce el calor, lo que le permite ponerse rápidamente en equilibrio con los cuerpos,
- se congela a -39°C y entra en ebullición a $+357^{\circ}\text{C}$, es decir permite registrar temperaturas dentro de un rango muy amplio.

Para registrar temperaturas muy bajas se utiliza el alcohol, que en el caso del alcohol etílico se congela a -114°C y entra en ebullición a 78°C . Otros alcoholes pueden tener otro rango (por ejemplo entre -130 y 85°C).

ESCALAS TERMOMÉTRICAS

La primera referencia que se tiene de una escala termométrica se debe a Galeno, aproximadamente en el año 170 de la Era Cristiana. No existían los termómetros pero él propuso un standard de temperatura neutral con 4 graduaciones de calor por encima y 4 por debajo. En tiempos de Galileo existía una escala de 24 niveles de temperatura, que no sabemos si la ideó él, pero construyó termómetros basados en la dilatación del gas y de líquidos causada por el aumento de temperatura. Uno de sus modelos, ya mencionado, utilizaba unas ampollas de líquido sumergidas en un tubo lleno de agua. Estaban numeradas, lo cual constituía el primer antecedente de una escala termométrica.

ca, y la que se encontraba en el más bajo nivel marcaba la temperatura, aunque sin relación con las escalas actuales.

Tomando como puntos de referencia la temperatura a la que el agua se congela y aquella a la cual entra en ebullición, existen actualmente varias escalas:

Escala Fahrenheit

Primera escala termométrica, ideada por Gabriel Daniel Fahrenheit (alemán) alrededor de 1720 (dado a conocer en 1724 en Londres), hoy en día es usada solamente en los Estados Unidos y Gran Bretaña. Marca el punto de congelación como 32 grados F y el punto de ebullición como 212 grados F; tiene, por tanto, 180 divisiones que equivalen a las 100 divisiones de la escala Celsius. Dicho de otro modo, un intervalo de 9 grados Fahrenheit equivale a 5 grados C.

Los puntos de referencia de Fahrenheit eran: por abajo, la mínima temperatura que pudo obtener experimentalmente en una solución de sal y amoníaco, a la que denominó 0° F; y por arriba la temperatura corporal a la que él atribuyó 96° F; las temperaturas de ebullición y de congelación del agua no eran punto de referencia para él, lo cual explica que su valor en la escala Fahrenheit no sea una cifra "redonda".

Escala Celsius

Es la escala más usada en el mundo. Sus puntos de referencia son la temperatura de congelación del agua, establecida como 0° Celsius y el punto de ebullición del agua queda establecido como 100 °C. Tiene por tanto 100 grados de intervalo, es decir 100 divisiones, entre los dos puntos de referencia. Sin embargo, no hay inconveniente en expresar la temperatura en cifras negativas o "bajo cero" si la temperatura es menor que el punto de congelación. Esta escala se llamaba "centígrada" pero desde 1948 recibe el nombre de Celsius.

Escala Kelvin o absoluta

Esta escala se caracteriza por tener un solo punto de referencia, que es la temperatura de completa inmovilidad de las moléculas, designada cero Kelvin (0K), temperatura imposible de alcanzar en la práctica. El punto de congelación del agua se encuentra en los 273° Kelvin y el punto de ebullición en 373° K, es decir el número de divisiones es de 100 como en la escala Celsius, pero en distinto nivel. William Thompson, en base a los postulados de Gay-Lussac, quien afirmaba que a presión constante el volumen disminuía 1 / 273 por cada grado Celsius de disminución de la temperatura, dedujo que el volumen mínimo posible se tendría a una temperatura también mínima posible, de -273°C, lo cual representaría 0 grados de una escala absoluta. Lógicamente 0° C correspondería a 273 grados de una escala absoluta (fig. 12-5). Thompson creó esta escala en 1848. En 1892 el gobierno británico le concedió el título de Lord Kelvin de Largs. El CGPM (Conferencia General de Pesos y Medidas) definió el Kelvin en 1954; en 1960 el Sistema Internacional de Unidades adoptó el Kelvin como la unidad de temperatura termodinámica.

Escala Rankine

Es a la escala Fahrenheit como la escala Kelvin a Celsius, es decir una especie de escala

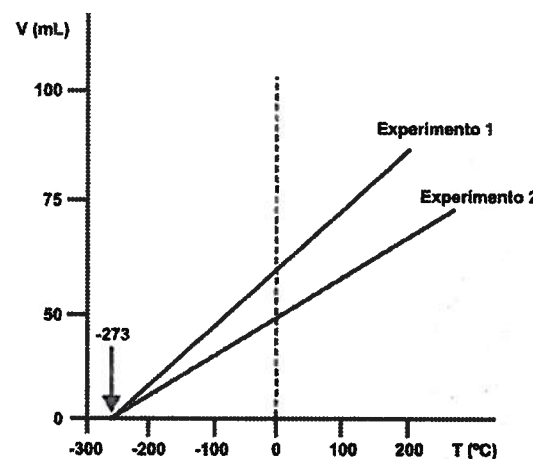


Fig. 12-5. Demostración del origen de la escala absoluta en la ley de Gay-Lussac.

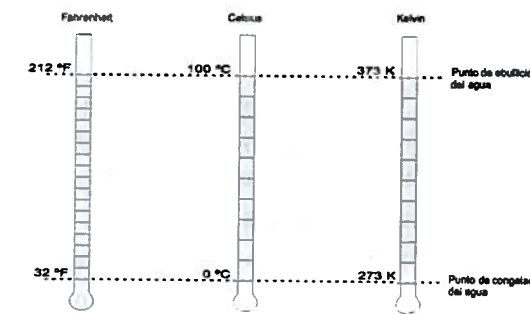


Fig. 12-6. Ubicación de la temperatura de congelación y ebullición del agua en las escalas termométricas.

absoluta adaptada a la escala Fahrenheit. Por ello la congelación del agua se ubica en 492 °R y la ebullición del agua 180 grados R más arriba, es decir en 672° R.

Conversión entre grados Fahrenheit y grados Celsius:

la fórmula a aplicar es

$$C = F - 32 \times \frac{5}{9} \quad \text{A la inversa, } F = C \times \frac{9}{5} + 32$$

En los medios científicos de todo el mundo se impone la escala Celsius, si bien la Organización para la Standardización de Medidas y la OMS han establecido el Kelvin como unidad.

TIPOS DE TERMÓMETROS

Termómetro clínico

Está constituido por un pequeño tubo capilar por el cual, según la temperatura, asciende el mercurio desde un depósito o bulbo ubicado en la punta. Es un termómetro de máxima ya que una vez que registra la temperatura definitiva, es decir cuando termina la dilatación, queda fija la columna de mercurio en tal marca. Esto se debe a un estrechamiento existente entre el depósito y el capilar. Como el capilar es muy estrecho, hay una lente de aumento delante del tubo y un papel con una escala graduada por

detrás. El termómetro clínico marca entre 35 y 42 °C, con divisiones de décimas de grado.

Termómetro de máxima y mínima

Es un dispositivo que contiene un capilar en forma de U, en una rama capilar la columna de mercurio asciende y eleva una corta varilla de vidrio que ya no desciende al bajar la temperatura. En la otra rama, donde la sustancia termométrica es alcohol, hay otro índice o marcador de vidrio que desciende al disminuir la temperatura y ya no asciende. Ambos índices quedan fijos en la mayor altura o el más bajo nivel que hayan alcanzado. Esta clase de termómetros se utiliza en meteorología.

Termómetro químico o industrial

No mantiene fija ninguna marca, indicando en todo momento la temperatura real. La sustancia termométrica suele ser alcohol teñido con colorante. Es el termómetro de los laboratorios.

Termómetro de banda bimetalica

La temperatura es marcada por una aguja, la cual está unida a un espiral de doble hoja, cada hoja de diferente material y por lo tanto diferente coeficiente de dilatación. La banda de doble lámina se arquea debido a la diferencia de dilatación de cada lámina, y esto desplaza la aguja indicadora. En realidad este tipo de termómetro no se utiliza para indicar la temperatura sino para modificar el funcionamiento de algún dispositivo, ya que sin la aguja indicadora y con las conexiones convenientes actúa como un termostato. Ésta suele ser su función en los hornos y los aparatos de aire acondicionado.

Termómetro eléctrico

Se usan para el registro de temperaturas muy altas o muy bajas. Para las temperaturas muy altas se usan dispositivos basados en la

disminución de la conductividad de los conductores por acción de la alta temperatura. Generalmente se utiliza el platino. Se mide con un amperímetro el flujo de corriente proveniente de una pila o batería. El amperímetro ha sido convenientemente adaptado y calibrado para que marque directamente la temperatura. Es el termómetro de los motores y aparatos eléctricos. El termómetro de resistencia de platino se debe a Sir William Siemens (1871), registra temperaturas entre -260°C y 1235°C .

Para el registro de temperaturas tanto muy altas como muy bajas se usan las termocuplas o pares termoeléctricos, que se basan en la diferencia de potencial producida por el calentamiento del punto de unión de dos elementos de distinto peso atómico (en términos sencillos, alambres de dos diferentes metales). La fuerza electromotriz generada en estas condiciones guarda relación con la temperatura. Esto se denomina efecto SEEBECK, ya que fue descubierto en 1826 por T.J. Seebeck.

Termómetro infrarrojo

Se basa en la medición de la energía infrarroja emitida por la superficie de cualquier material. No necesita estar en contacto y lee la temperatura en uno o dos segundos. No presenta los inconvenientes de otros tipos de medición, como la presencia de saliva u otros líquidos, la respiración, etc. Este tipo de termómetros pueden tener la apariencia de un control remoto de TV, o un medidor de distancias por ultrasonidos, etc. Con un señalador Láser se apunta a cualquier máquina, alimento, etc., y se lee la temperatura en un segundo. El termómetro auricular se coloca en el conducto auditivo externo y lee la temperatura corporal en un segundo.

TEMPERATURA CORPORAL

Al igual que los demás mamíferos y las aves, los primates humanos (es decir nosotros), somos animales homeotermos. Esto quiere decir que nuestra temperatura corporal es constante sin importar la temperatura ambiental, manteniéndose casi siempre por encima de ésta. En los reptiles, peces y otros animales llamados poiquilotermos, la temperatura corporal es aproximadamente la misma que la externa. La ventaja de estos animales es que en el frío su temperatura y su metabolismo disminuyen tanto que necesitan poco alimento.

La regulación de la temperatura corporal tiene algunos componentes voluntarios, tales como la vestimenta, la búsqueda de ambientes cálidos o frescos, la ingestión de alimentos y bebidas calientes o frías, etc., conductas en las cuales no nos detendremos, para pasar a estudiar la regulación autónoma de la temperatura corporal.

PRODUCCIÓN DE CALOR

La única fuente endógena de calor es el desprendido durante las reacciones químicas del metabolismo y durante el trabajo muscular. La producción de calor siempre está presente en la contracción muscular, más aún cuando menor es el trabajo externo realizado; por ese motivo cuando el frío es intenso se producen unos temblores de la caja torácica por la contracción simultánea de los intercostales externos e internos. Como de esta manera no hay trabajo muscular por tratarse de músculos antagónicos, la producción de calor es máxima.

Ya sea por la contracción muscular o por el metabolismo, la producción de calor es mayor a baja temperatura, descendiendo gradualmente a medida que aumenta la temperatura externa, pero por encima de 30°C la producción de calor vuelve a aumentar debido al aumento de la actividad circulatoria.

PÉRDIDA DE CALOR

Los mecanismos de pérdida de calor son:

- Radiación 55-60%
- Evaporación 20-25%
- Convección 15%
- Conducción 3%
- Orina y heces 2%

La pérdida de calor por radiación se produce en forma de ondas electromagnéticas de tipo infrarrojo, con longitud de onda de más de 500.000 Amstrong, y ocurre con mayor intensidad cuanto más baja sea la temperatura. Como mínimo se necesita que la temperatura corporal sea mayor que la exterior. En efecto, si la temperatura es alta las condiciones más bien se dan para que el cuerpo reciba calor del exterior, por ejemplo de los edificios, del asfalto, etc.

La evaporación es el mecanismo más importante de regulación térmica durante el ejercicio, y depende especialmente de la respiración, al humedecerse el aire espirado añadiéndole vapor de agua. La pérdida de calor con la evaporación consiste en la energía necesaria para evaporar el agua, que es de 0,5 Kcal. por cada ml. de agua. La evaporación es el único medio para perder calor cuando la temperatura ambiente es mayor que la corporal, y el mecanismo se ve dificultado a medida que aumenta la temperatura ambiente, y más aún si hay mucha humedad, por este motivo la sudoración aumenta, en un esfuerzo del organismo por aumentar la cantidad de agua evaporada. La sudoración comienza a temperaturas ambientales mayores que 30°C .

La convección es el pasaje del calor a un medio que fluye, como el aire o el agua en movimiento. El movimiento de los fluidos permite que siempre haya gradiente de temperatura que favorezca el pasaje de calor, ya que si estos medios estuvieran quietos se llegaría pronto al equilibrio, es decir desaparecería el gradiente de calor. En otras palabras, el aire y el agua en

movimiento se llevan el calor, quedando en su lugar una nueva masa fluida que puede recibir el calor. Es así como el cuerpo se enfría si se expone a un ventilador que renueva el aire, o cuando se sumerge en el agua.

La conducción es el pasaje de calor a un cuerpo en contacto con el organismo, como la silla en que uno está sentado.

Por debajo de 20°C el principal mecanismo de regulación es el aumento del metabolismo.

Entre 20 y 30°C la temperatura se regula gracias a la vasomotilidad.

Por encima de 30°C gana importancia la evaporación, por eso es que la sudoración comienza a temperatura mayor que 30°C .

TEMPERATURA CORPORAL

Es mayor en el tronco, registrándose la mayor temperatura en el recto (aproximadamente 37°C). Existe así una isoterma de 37°C . En el brazo es de 35° . En el antebrazo 32 y en la mano 28 . En el muslo (en la profundidad de los músculos) es de 35° , en la pantorrilla es de 32 y en el pie 27 o 28 . Estos límites isotérmicos se reducen en el frío, mientras que en calor el

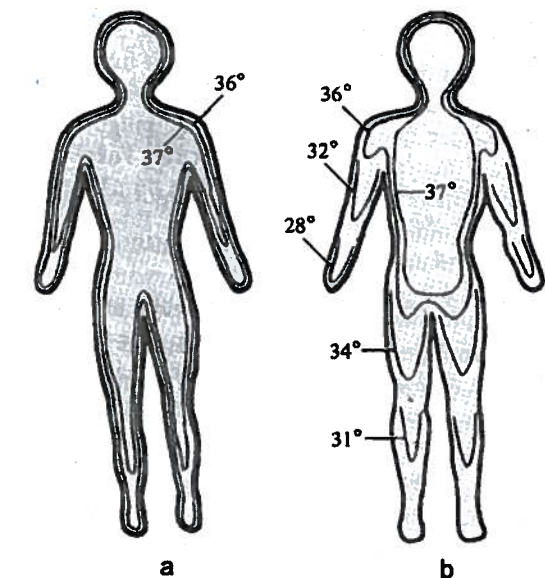


Fig. 12-7. Distribución de la temperatura corporal en ambiente cálido (a) y en ambiente frío (b). Las isotermas son líneas que unen puntos que se encuentran a la misma temperatura.

campo isotérmico de 37° aumenta, dejando libres sólo las manos y los pies.

La temperatura de la piel es de 34°, a temperatura ambiente de 22-25° C.

Límites normales de temperatura

Como una característica propia, algunas personas mantienen su temperatura algunas décimas por debajo o por encima de la temperatura promedio en individuos sanos. Por ello es importante considerar un límite superior:

Si se aplica el termómetro en la axila, se acepta como normal una temperatura de hasta 37°C (temperatura axilar). Si el termómetro es colocado en la boca el límite normal es de 37,2°C (temperatura bucal). Si se coloca el termómetro en el recto el límite normal es de 37,5° C.

SISTEMA TERMORREGULADOR

La temperatura corporal se regula por mecanismos de retroalimentación negativa que mantienen constante la temperatura corporal. El sistema de regulación tiene tres componentes:

1. Receptores de temperatura

Estos pueden ser centrales, entre los que predominan los receptores de calor y se encuentran en el hipotálamo mismo, y receptores periféricos entre los que predominan los receptores de "frío". Los receptores periféricos pueden ser profundos (en médula espinal y vísceras) o cutáneos.

2. El termostato hipotalámico

El elemento integrador que evalúa la información recibida de los receptores, decide si la temperatura es adecuada y desencadena los cambios, en caso de ser necesarios, recibe el nombre de termostato hipotalámico y se encuentra en el área preóptica. A través del sistema nervioso y el sistema neuroendocrino actúa sobre el siguiente componente:

3. Los efectores

Son los sistemas que llevan a cabo las respuestas musculares, metabólicas, vasomotoras, etc., para ajustar la producción o conservación de calor.

Los mecanismos puestos en acción por los efectores se canalizan a través de centros simpáticos (generadores o conservadores de calor) ubicados en el hipotálamo posterior o por medio de centros disipadores de calor que son estructuras parasimpáticas ubicadas en el hipotálamo anterior.

Mecanismos para aumentar la pérdida de calor: son la vasodilatación (para aumentar la pérdida por radiación, conducción y convección), el aumento de la ventilación pulmonar y la sudoración (para aumentar la evaporación).

Producción termorreguladora de calor. Es la producción adicional de calor para aumentar la temperatura corporal. Se consigue a través de la contracción muscular (temblor por frío o tiriteo) y la termogénesis sin temblor (por aumento del metabolismo debido a la acción de la hormona tiroidea). En los recién nacidos la termogénesis sin temblor permite la producción de calor, gracias a que tienen mayor cantidad de grasa parda, con mayor cantidad de mitocondrias.

Los cambios de la circulación cutánea son mecanismo suficiente para la regulación de la temperatura corporal, cuando la temperatura exterior se encuentra entre 20 y 30 grados C. Por debajo de los 20 °C el factor principal es el aumento del metabolismo, y el temblor si la temperatura fuera aún menor. Por encima de 30 °C la regulación se basa en la evaporación, de manera que por encima de esta temperatura comienza la sudoración en un intento del organismo por reforzar este mecanismo.

EXPOSICIÓN A TEMPERATURAS EXTREMAS

Considerando la capacidad calorífica del cuerpo humano, que a su vez depende del calor específico del agua, principal componente del organismo, si no se transfiere calor al exterior la temperatura del cuerpo aumentaría 1° C en una hora.

Las variaciones en 3° C por encima o por debajo de la temperatura normal no afecta sensiblemente las funciones corporales. En los individuos con fiebre el metabolismo aumenta aproximadamente 13% con cada grado Celsius de aumento de la temperatura corporal.

En los niños una temperatura de 41-42° C produce "convulsiones febriles". En los adultos este es el límite de temperatura corporal para el "golpe de calor".

Golpe de calor

Se observa cuando la temperatura corporal se eleva por encima de 41° C. Suele presentarse durante el ejercicio extenuante o en pacientes con enfermedades cardiovasculares durante olas de calor. En los deportistas suele verse cefalea, escalofríos, hiperventilación, hipotensión, náuseas y vómitos y calambres. En los ancianos: cefalea, disminución o pérdida de la conciencia, escasa respiración, hipotensión. El golpe de calor, al progresar, puede tener severas complicaciones en varios aparatos y sistemas, las cuales no vamos a tratar aquí.

El límite de hipertermia compatible con la vida se encuentra alrededor de los 43° C y la muerte sobreviene por insuficiencia cardíaca.

Hipotermia

Se denomina hipotermia a la temperatura de 35°C o menos. La hipotermia accidental más común es la que se observa en personas que pasan la noche a la intemperie en estado de ebriedad, ya que el alcohol aumenta la pérdida de calor por vasodilatación. Otros afectados

pueden ser los ancianos y personas debilitadas en olas de frío. En el mar se ve la hipotermia accidental por inmersión, en naufragos o pilotos de aviones derribados o caídos. En el caso de inmersión no necesariamente debe ser muy baja la temperatura, ya que la convección del agua facilita la pérdida continua de calor, hasta que la temperatura corporal se iguale a la del agua. En estas condiciones se cree que la sobrevivencia posible es de solamente 12 horas.

Hipotermia secundaria a enfermedades. Se observa en casos de insuficiencia renal, insuficiencia cardíaca congestiva, hipoglucemia, intoxicación por fármacos, etc.

Durante la hipotermia se observa acidosis y tendencia a las arritmias cardíacas.

A los 34° C disminuye la capacidad del hipotálamo de regular la temperatura corporal, a los 29,5° C pierde totalmente esta capacidad.

El límite de temperatura compatible con la vida es 25° C.

FIEBRE

La temperatura corporal por encima de la normal suele deberse a la acción de sustancias tóxicas sobre el centro termorregulador. Puede deberse también a condiciones ambientales muy adversas. Menos frecuentemente se debe a anomalías en el sistema nervioso central mismo (fiebre de origen central), como ser tumores cerebrales o accidentes circulatorios cerebrales.

Pirógenos. Son productos de la desintegración de bacterias o liberados por macrófagos y leucocitos. Su efecto es elevar el punto de ajuste del termostato hipotalámico de manera que en un plazo tan breve como 10 minutos el sistema de regulación comienza a mantener una temperatura más alta. Los pirógenos endógenos más importantes son la interleucina 1 y las prostaglandinas.

Escalofríos. Cuando el termostato se ha ajustado a un valor más alto el hipotálamo cree

que el individuo está frío y desencadena tiriteo y vasoconstricción hasta que se alcance la temperatura de ajuste. Cuando finaliza la acción de los pirógenos el ajuste del termostato desciende al valor normal y se observa sudoración, señal de que la fiebre comienza a ceder.

LECTURAS RECOMENDADAS

- Benedeck, G., Villars, F.M.H. *Physics with Illustrative Examples from Medicine and Biology*. 2nd edition. Springer-Verlag. New York, 2000.
- Frumento, A.S. *Biofísica*. 3^a edición. Mosby/Doyma, Madrid, 1995.
- Giancoli, D. *Física. Principios con aplicaciones*. 6^a edición. Pearson Educación. México, 2007.
- Kane, J., Sternheim, M. *Física*. 2^a edición. Ed Reverté S.A. Madrid, 1998.

13

Electricidad

Concepto de electricidad. Naturaleza e historia

Carga eléctrica. Ley de Coulomb

Potencial y diferencia de potencial

Campo eléctrico

Corriente eléctrica

Efectos de la electricidad sobre el hombre

Electroterapia

CONCEPTO DE ELECTRICIDAD

La electricidad es la manifestación de fuerzas elementales llamadas cargas eléctricas. Estas fuerzas son utilizadas para producir luz, fuerza motriz, calor y transmisión de información. Por extensión se denomina electricidad a la forma de energía que reside en estas fuerzas, y a los fenómenos relacionados con ellas.

Naturaleza de la fuerza eléctrica

La fuerza eléctrica es una de las fuerzas fundamentales, como la de la gravedad. No se conoce la naturaleza de esta fuerza, y los libros de física suelen evitar tratar de caracterizarla. De todas maneras, este autor cree que en la naturaleza de la fuerza eléctrica están subyacentes los principios de conservación y de campo. En efecto, la fuerza que reside dentro de un campo eléctrico es "efecto de la carga" de la misma manera que la fuerza de la gravedad es "efecto de la masa".

La fuerza eléctrica es 10^{39} veces mayor que la fuerza de la gravedad.

Historia de los conocimientos sobre la electricidad

La electricidad ya era conocida por Tales de Mileto, quien observó que el ámbar frotado tenía la propiedad de atraer partículas pequeñas.

Teofrasto, filósofo griego (372-287 AC), discípulo de Aristóteles, fue el primero en observar y estudiar de forma sistemática la electricidad, y fue el primero en dejar textos escritos sobre sus observaciones, en los que aclaró que la propiedad eléctrica no es exclusividad del ámbar y se observa en otros materiales.

De todos modos el ámbar ha quedado en la historia pues la palabra electrón es exactamente la palabra griega para "ámbar", lo cual inspiró a William Gilbert que en 1600 acuñó la palabra *eléctrico*. Hacia fines del siglo XVII Robert Boyle dio el nombre de electricidad a estos fenómenos.

Se atribuye a Stephen Gray, un químico inglés, el descubrimiento en 1729 de que la electricidad puede fluir.

En 1733 (o 1734, las fuentes difieren) Charles-François de Cisternay du Fay llegó a la conclusión de que existían dos tipos de electricidad que denominó "vítrea" y "resinosa".

Benjamín Franklin, junto con Ebenezer Kinnersley, acuñó los nombres "positivo" y "negativo" y lo hizo arbitrariamente, solamente para distinguir los dos tipos de cargas (positivas para la electricidad "vítrea" y negativas para la "resinosa").

Carga eléctrica

La noción de la carga eléctrica se la debemos a Benjamín Franklin. En su tiempo se conocían las demostraciones de la botella de Leyden de la cual se consideraba que en el curso de un experimento podía tener o perder su condición de cuerpo electrizado. Franklin propuso que en estos experimentos —y en los suyos propios, como el tergiversado experimento de la cometa— un cuerpo ganaba o perdía el fluido al que se refirió Gray en 1729. En otras palabras, consideró el fenómeno como un proceso de distribución, de manera que los cuerpos adquirirían más fluido (carga positiva) o quedaban con menos fluido (carga negativa).

Si bien Franklin acuñó los términos "positivo" y "negativo" de manera arbitraria, estos nombres son eficaces como signos algebraicos; por ejemplo, una especie de ley de conservación de la energía aplicada a las cargas eléctricas dice que: **En cualquier proceso la cantidad neta de carga eléctrica producida es igual a cero.** En efecto, si un cuerpo se carga positivamente por frotamiento la cantidad de cargas eléctricas positivas que adquiere es igual a la cantidad de cargas negativas que adquirió el otro cuerpo para que ello haya ocurrido.

En los párrafos anteriores se puede notar que la frase "carga eléctrica" puede usarse para expresar la fuerza eléctrica. En efecto, dependiendo de su composición en partículas con la

propiedad de carga, un cuerpo puede tener una determinada cantidad de carga eléctrica.

La carga elemental negativa es la contenida en un electrón o en un anión monovalente (p.e. cloruro). Robert A. Millikan, en su famoso experimento de las gotas de aceite, determinó en 1911 su magnitud, que es de $-1,6 \cdot 10^{-19}$ C. También determinó la masa del electrón. Por ambos descubrimientos recibió el Premio Nobel de Física de 1923.

La carga elemental positiva es la contenida en un protón o un catión monovalente (iones sodio, p.e.).

También presentan carga eléctrica los bosones W^+ y W^- .

La unidad de carga eléctrica en el Sistema Internacional de Unidades es el Coulomb, que equivale a la carga de $6,25 \cdot 10^{18}$ electrones o protones.

La carga eléctrica es una propiedad que existe solamente en los electrones, los protones y los bosones.

LEY DE COULOMB

Charles Coulomb (1736-1806) fue el primero en cuantificar la fuerza eléctrica, en base a los trabajos de Priestley y Robinson. La ley de Coulomb (1785) dice que: **La fuerza de atracción o repulsión entre dos cargas es directamente proporcional al producto de las dos cargas e inversamente proporcional al cuadrado de la distancia que las separa.**

$$F = \frac{Q \cdot q \cdot K}{d^2}$$

La constante de proporcionalidad es aproximadamente $= 9 \cdot 10^9 \text{ N} \cdot \text{m}^2 / \text{C}^2$.

Ahora podemos comprender mejor el valor de 1 Coulomb: si ambas cargas son de 1C y la distancia que las separa es de 1 metro, el resultado es directamente k, de manera que 1C es la carga que al existir en dos partículas separadas

por un metro de distancia hace que se atraigan o repelan con una fuerza de $9 \cdot 10^9 \text{ N}$.

CAMPO ELÉCTRICO

Un campo eléctrico es el espacio en el cual una carga es afectada por la acción de una fuerza eléctrica. A su vez, un cuerpo cargado eléctricamente tiene a su alrededor un espacio en el cual ejercerá su fuerza eléctrica sobre cualquier carga eléctrica situada dentro de dicho espacio.

Si se compara la fuerza eléctrica con la fuerza de la gravedad, podemos decir que, así como la fuerza de la gravedad (g) se puede cuantificar a partir de la fuerza por unidad de masa, la intensidad de un campo eléctrico (E) se puede cuantificar por la fuerza por unidad de carga.

$$g = \frac{F}{m} \quad E = \frac{F}{q}$$

La magnitud del campo eléctrico se expresa en Newton / Coulomb y se calcula por:

$$E = \frac{Q \cdot k}{d^2}$$

Es notoria la diferencia con la ecuación de la ley de Coulomb: el símbolo de carga eléctrica aparece una sola vez. Por lo tanto la magnitud de la fuerza dentro de un campo eléctrico depende solamente de la carga cuya presencia induce el campo.

El sentido de las líneas de acción de la fuerza sí depende de la naturaleza de la carga expuesta dentro del campo: un cuerpo cargado positivamente genera un campo dentro del cual se ejerce atracción sobre cargas negativas (líneas de fuerza entrantes) y repulsión sobre cargas positivas (líneas de fuerza salientes). Convencionalmente las líneas de fuerza se representan con respecto a una carga exploradora positiva.

La intensidad de la fuerza que se manifiesta dentro del campo disminuye con la distancia

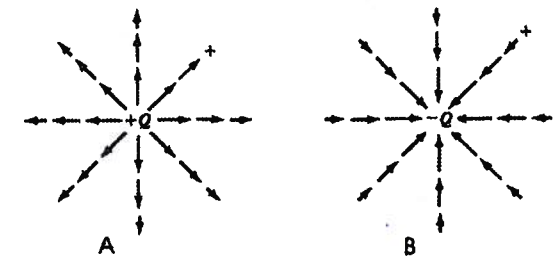


Fig. 13-1. Si se representan las líneas de fuerza con respecto a una carga exploradora positiva, las líneas de fuerza son salientes cuando el campo es generado por un cuerpo cargado positivamente (A); las líneas de fuerza son entrantes o de atracción sobre un cuerpo positivo cuando el campo es generado por un cuerpo cargado negativamente (B).

respecto al inductor del campo, de manera que una representación vectorial de ello puede ser muy explicativa.

Una carga colocada dentro de un campo eléctrico sufrirá una fuerza igual a: $F = q \cdot E$.

La aceleración de un electrón expuesto a un campo eléctrico se calcula por la ecuación:

$$a = \frac{q \cdot E}{m} \quad \text{donde } m \text{ es la masa del electrón, igual a } 9,1 \cdot 10^{-31} \text{ kg.}$$

En las profesiones eléctricas es muy utilizada la dimensión V / m para expresar el campo eléctrico.

1 v / m es igual a 1 N / C, lo cual se demuestra como sigue:

$$\begin{aligned} 1 \text{ J} &= 1 \text{ N} \cdot \text{m} & \text{por lo tanto} & \quad 1 \text{ N} = 1 \text{ J} / \text{m} \\ 1 \text{ V} &= 1 \text{ J} / \text{C} & \text{por lo tanto} & \quad 1 \text{ C} = 1 \text{ J} / \text{V} \end{aligned}$$

$$\text{Luego } \text{N/C} = \frac{\text{J/m}}{\text{J/V}} = \text{V/m}$$

ENERGÍA POTENCIAL ELÉCTRICA. POTENCIAL ELÉCTRICO

Para mover una carga o cierta cantidad de cargas en contra de una fuerza eléctrica debe hacerse un trabajo; si las cargas se dejaran liberadas luego a la acción de la fuerza eléctrica manifestarían la energía que han recibido, se

puede decir entonces que han adquirido una energía potencial eléctrica.

Recurramos nuevamente a la comparación con la fuerza gravitacional. Cuando se mueve un cuerpo en contra de la gravedad se realiza un trabajo igual al producto del peso por la altura, es decir $m \cdot g \cdot h$, que expresa precisamente su energía potencial gravitacional.

Análogamente, la energía potencial eléctrica que adquiere una carga es el producto de $q \cdot E \cdot d$.

Cuando una carga se mueve en contra del campo eléctrico su energía potencial aumenta; cuando una carga se mueve a favor del campo eléctrico su energía potencial disminuye.

El potencial en un punto es el trabajo por unidad de carga que debe realizarse para mover la carga en contra de las fuerzas eléctricas desde el infinito hasta dicho punto. Como tal trabajo viene a ser la energía potencial, **el potencial eléctrico es la energía potencial por unidad de carga**. Su unidad es el voltio (V) que expresa la relación Joule / Coulomb:

$$V = \frac{EP(J)}{q(C)}$$

DIFERENCIA DE POTENCIAL

Para que una carga eléctrica se desplace de un lugar a otro se debe realizar cierto trabajo. La diferencia de potencial entre dos puntos está dada por el trabajo que debe realizarse para mover cargas eléctricas **entre los dos puntos**. En consecuencia, la diferencia de potencial, que se expresa en voltios (V), es el cociente entre Joules y Coulombios.

$$V = \frac{\text{Joule}}{\text{Coulomb}}$$

CORRIENTE ELÉCTRICA

Es el movimiento de una cantidad de cargas eléctricas debido a una diferencia de potencial.

En general la corriente eléctrica es el flujo de electrones desde el punto con menor potencial (-) a otro con mayor potencial (+), es decir sigue el gradiente de concentración de electrones como en un caso de difusión. Esto ocurre así en los conductores metálicos. Sin embargo, Benjamín Franklin atribuyó la corriente eléctrica al movimiento de las cargas positivas y, por razones históricas, se sigue diciendo que la electricidad fluye "del polo positivo al negativo".

En algunos semiconductores la corriente eléctrica se debe al movimiento de cargas positivas. En los líquidos corporales el flujo puede ser tanto de cargas positivas como negativas.

La intensidad de corriente eléctrica se expresa en amperes (A) y es la cantidad de cargas que circulan por unidad de tiempo.

$$i = q / t \rightarrow \text{Amp} = \frac{\text{Coulomb}}{\text{Segundo}}$$

RESISTENCIA

La resistencia puede calcularse a partir de la diferencia de potencial que debe existir o aplicarse para que la corriente tenga cierta intensidad. En efecto, cuanto mayor sea la diferencia de potencial necesaria ello indicará una resistencia mayor. Entonces, la resistencia es la relación entre la diferencia de potencial y la intensidad de corriente observada.

$$OHM = \frac{\text{Voltio}}{\text{Ampère}}$$

La conductancia es lo contrario de la resistencia. Es la cantidad de corriente que circula debido a una diferencia de potencial; se representa con el símbolo G , se expresa con la unidad Siemens o mho y se calcula según:

$$G = \frac{\text{Ampère}}{\text{Voltio}}$$

INSTRUMENTOS DE MEDICIÓN

Galvanómetros, amperímetros y voltímetros

Se denomina galvanómetro a cualquier dispositivo destinado a detectar corriente eléctrica. Básicamente consiste en una aguja imantada fija a un cilindro de hierro colocado dentro de una bobina de alambre de cobre; estos tres elementos se encuentran entre los polos de un imán permanente fijo. Al pasar corriente por el alambre se induce un campo magnético que gira el cilindro de hierro y desvía la aguja, desviación que es proporcional a la intensidad de corriente. Este instrumento tiene un limitado rango de medición (intervalo) pues al producirse el máximo desplazamiento de la aguja ya no pueden medirse intensidades mayores.

Los **amperímetros** son aparatos destinados a medir la corriente eléctrica sin alterarla apreciablemente. Consisten en un galvanómetro conectado en paralelo con una resistencia de muy bajo valor. Como la mayor parte de la corriente pasará por la derivación sólo una pe-

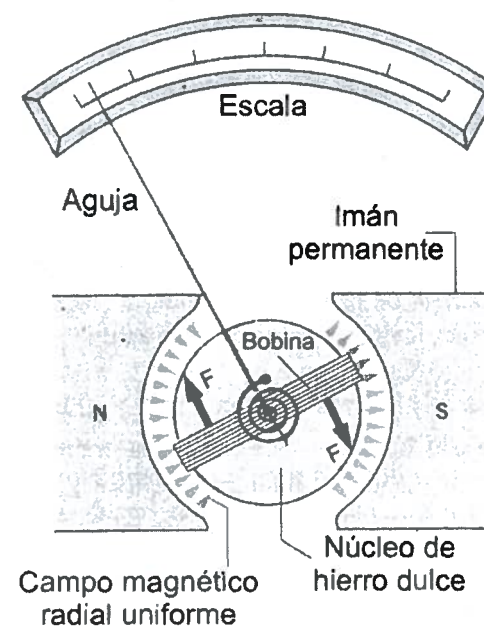


Fig. 13-2. Galvanómetro.

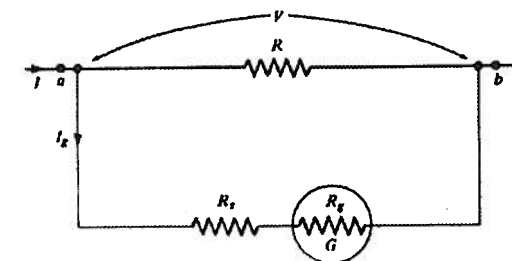


Fig. 13-3. En un voltímetro la corriente pasa por una resistencia en serie antes de hacerlo a través del galvanómetro. A una resistencia dada la intensidad de corriente es proporcional al voltaje.

queña parte pasará por el galvanómetro (que a su vez tiene resistencia) y será medida, por esta razón el amperímetro tiene amplio rango.

El **voltímetro** es un galvanómetro con una gran resistencia conectada en serie. Está calibrado en voltios.

ASPECTOS ENERGÉTICOS DE LA ELECTRICIDAD

TRABAJO Y POTENCIA ELÉCTRICA

Se ha visto que la energía potencial eléctrica es el producto del trabajo realizado sobre una cierta cantidad de carga. Es decir $V = J / Q$.

Por lo tanto $J = V \cdot Q$.

El trabajo en Joules (energía transformada) es el producto de la carga movida x la diferencia de potencial que la mueve, ya que el trabajo recibido es el cambio de energía potencial experimentado.

Como $Q = I \cdot t$, tenemos que Trabajo = $V \cdot I \cdot t$ donde I es la intensidad en Coulombios x seg.

La potencia eléctrica (T / t) se calcula por:

$$P = \frac{V \cdot Q}{t} \rightarrow \frac{V \cdot I \cdot t}{t} = V \cdot I$$

La unidad de potencia es el Watt (Joule / seg), y como se ha visto es el producto del voltaje en Voltios y la intensidad en Amperes.

EFFECTO JOULE

La fuente de FEM realiza un trabajo, pero al circular la corriente por un resistor hay disipación de energía en forma de calor: si se conecta un motor en el circuito, la energía se pierde de dos maneras: en forma de trabajo útil y calor. El efecto Joule es apreciable a partir de intensidades de 1 ampère.

El calor generado en una resistencia es igual a la potencia perdida en ella. La potencia disipada se calcula por: $P = I^2 \cdot R$.

Esto se explica por lo siguiente: como $P = V \cdot I$ y $V = R \cdot I$ (ley de Ohm).

$$P = R \cdot I \cdot I \rightarrow P = R \cdot I^2$$

EFFECTOS DE LA ELECTRICIDAD EN EL HOMBRE

ELECTROCUCIÓN

Es la exposición del organismo a grandes descargas de corriente eléctrica, con sus consecuencias nocivas. El cuerpo humano está compuesto en un 60% por una solución electrolítica, lo cual lo convierte en un buen conductor; por ello los accidentes por electrocución implican un flujo de corriente.

Se presentan accidentes por electrocución por dos mecanismos:

- a) por interposición del cuerpo o parte del cuerpo entre dos conductores, o
- b) por interposición del cuerpo entre un conductor y tierra.

La gravedad de las lesiones, o magnitud del daño, depende de:

- El tipo y la magnitud de la corriente.
- La resistencia del cuerpo en el punto de contacto.

- El recorrido de la corriente.
- La duración del flujo de corriente.

CARACTERÍSTICAS DE LA CORRIENTE PELIGROSA, EN TIPO Y MAGNITUDES

Intensidad

Con corriente alterna la corriente eléctrica es peligrosa a partir de una intensidad de 15 mA (miliAmperes). Esta es la intensidad de corriente que no permite que el reflejo flexor aparte la extremidad de la fuente de electricidad. A partir de una intensidad de 70 u 80 mA la corriente produce fibrilación cardíaca (contracciones irregulares asincrónicas).

Voltaje

Desde 150 voltios. Con menos voltaje es posible sobrevivir, siempre que las demás características sean favorables, así como el tiempo de aplicación de la corriente.

Tipo y frecuencia

La corriente alterna es más peligrosa que la corriente continua: a igual intensidad y voltaje es 3 a 5 veces más peligrosa; así, se necesita 300 o más mAmpères para causar fibrilación cardíaca con corriente continua. En relación con la frecuencia: las corrientes de menor frecuencia (50 ciclos por segundo es la utilizada en el Paraguay y la Argentina) son más peligrosas.

La corriente continua es menos peligrosa, pero hay que aclarar que con altos voltajes da lo mismo corriente continua que alterna.

RESISTENCIA DEL CUERPO

La piel intacta y seca tiene una gran resistencia, teniendo en cuenta los lados opuestos del cuerpo. En condiciones favorables es de más de 10.000 a 100.000 Ohmios. La piel húmeda tiene una resistencia de 1000 a 2000 Ohmios para un ligero toque de un conductor y

sólo unos 500 Ohmios sujetando el conductor con la mano. En la piel lesionada o ulcerada, así como en mucosas la resistencia disminuye a sólo unos 250 Ohmios. Sumergido en el agua, es de unas decenas de ohmios (0,1% de la resistencia de la piel seca).

Además de la resistencia del cuerpo, existen resistencias externas. Éstas dependen del calzado y el suelo (pisos de madera son más resistivos que pisos de baldosas u otras cerámicas). La intensidad resultante, según la ley de Ohm, será directamente proporcional al voltaje o diferencia de potencial (recuérdese que el potencial de la tierra es cero) e inversamente proporcional a la resistencia total.

$$Intensidad = V / R_c + R_e$$

TRAYECTORIA DEL FLUJO

La más peligrosa es la que atraviesa el corazón, es decir: de brazo a brazo, y de brazo a pie.

DURACIÓN

El corazón es vulnerable a pequeños flujos de corriente, en segundo lugar de vulnerabilidad se encuentran el tejido nervioso, los músculos y vasos sanguíneos. En el resto del organismo depende de la duración, ya que con ésta aumenta la sudoración y con ello la conductividad, y es mayor la producción de calor.

EFFECTOS SOBRE EL ORGANISMO Y MECANISMOS

Los efectos de una descarga eléctrica sobre el organismo humano se deben a dos causas principales:

Efecto calorigénico

Se explica por el efecto Joule o calentamiento de un conductor debido al flujo de la corriente eléctrica. Este efecto es mayor cuanto mayor es la resistencia, por lo tanto el calentamiento tisular es mayor en los puntos de entra-

da y de salida. Con alto voltaje la temperatura puede llegar a 3.000° C. Las consecuencias son quemaduras de hasta tercer grado, necrosis, hemólisis, coagulación, deshidratación. Suele observarse una quemadura que da textura metálica a la piel en los puntos de contacto. En el punto de salida puede haber pérdida de tejido.

Efecto sobre la excitabilidad

El tejido nervioso es el que menos resistencia ofrece para el paso de la corriente, lo cual justifica que sea el primer afectado; se presentan contracciones y espasmos musculares, desgarramientos musculares, luxaciones, distensión o rotura de ligamentos, fracturas, paro respiratorio, fibrilación ventricular.

Electroporación

Es la formación de defectos en la membrana celular, como si fueran poros. No es un efecto térmico, pero la consecuencia sobre los tejidos es similar a las del efecto calorigénico.

Suele haber otros efectos combinados. Los más importantes son:

Insuficiencia renal

Las lesiones graves por electricidad se acompañan de insuficiencia renal aguda en 3 - 15% de los casos, secundariamente a la deshidratación, hipotensión y shock o a causa de la hemólisis o la miólisis. Las víctimas de descarga eléctrica que comienzan a manifestar mioglobinuria o hemoglobinuria deberían recibir manitol (un diurético osmótico) o furosemida preventivamente.

Cataratas

En general, se presentan cataratas en el 6% de los casos de electrocución, pero si se consideran solamente las lesiones por alto voltaje del hombro para arriba aparecen en el 30% de los casos. Se observa un período de latencia para este tipo de lesiones, que suele ser de 3

a 6 meses, pero puede aparecer más temprano o más tarde. Se cree que las cataratas son producidas por lesiones en el cristalino debido a rotura de la cápsula, o por las contracciones violentas del músculo ciliar. La hipótesis de la coagulación del cristalino no es creíble pues en ese caso se presentaría inmediatamente.

Relación con la intensidad

El parámetro más importante que influye sobre los efectos de una descarga eléctrica sobre el organismo es la intensidad de corriente que fluye a través del cuerpo. El voltaje de hecho ya determina una intensidad en Amperes de acuerdo a la resistencia: así, por ejemplo, con una resistencia de varios miles de ohmios (piel seca) el voltaje necesario para alcanzar el límite de intensidad peligrosa es 150 V, con una resistencia de 1000 a 2000 ohmios (piel húmeda) la misma intensidad se alcanza con voltajes de 10 a 20 V.

Menos de 15 mA: sensación desagradable, se puede liberar la mano (reflejo nociceptivo).

De 15 a 25 mA: contracciones musculares y aumento de la presión sanguínea.

De 25 a 80 mA: dificultad respiratoria, extrasístoles, contracción muscular difusa.

Más de 80 mA: fibrilación ventricular.

Con más de 3 A: paro cardíaco y respiratorio, suelen haber lesiones térmicas del cerebro además de las quemaduras.

MEDIDAS DE URGENCIA

- 1- Desconectar la corriente desenchufando el artefacto, o cortar la corriente. Si esto no es posible, separar a la víctima de la fuente de corriente con elementos secos y aislantes: madera seca, materiales de goma, un cinturón de cuero, ropa seca, etc.
- 2- Una vez que se pueda tocar al paciente examinar los signos vitales y el grado de conciencia.

3- Si la víctima muestra signos de shock, colocarla con la cabeza ligeramente más baja que el tronco y las extremidades y abrirla.

4- Si la respiración o latidos cardíacos son débiles o ausentes, administrar procedimientos de reanimación cardiorrespiratoria.

Los pasos 2, 3 y 4 se realizan mientras se espera la llegada de auxilio médico.

Los accidentes eléctricos frecuentemente incluyen traumatismos, por lo cual se debe mantener a la víctima inmovilizada.

La fibrilación ventricular, por desincronización de la contracción cardíaca, se presenta como un paro cardíaco, y se trata con la desfibrilación eléctrica. Este procedimiento puede revertir una fibrilación por el sencillo expediente de detener el corazón con la aplicación de una corriente de gran intensidad o voltaje. Una vez terminada la aplicación el corazón reinicia su actividad eléctrica con ritmo normal.

Medidas adicionales

Hidratación abundante. Prever insuficiencia renal aguda, administrando manitol o furosemina en los pacientes con mioglobinuria o hemoglobinuria.

ELECTROTERAPIA

Es la aplicación de corrientes de tipo, duración e intensidades controladas con el fin de obtener efectos beneficiosos, es decir con fines terapéuticos.

Las técnicas electroterápicas se clasifican de diferentes maneras, según el criterio elegido:

- A) Tipo de corriente utilizada:
 - 1- Corrientes galvánicas.
 - 2- Corrientes farádicas.
- B) Frecuencia:

- 1- Alta frecuencia.
- 2- Media frecuencia.
- 3- Baja frecuencia.

C) Mecanismo de acción:

- 1- las que utilizan los efectos directos de la corriente eléctrica:
 - Electroestimulación.
 - Electroanalgésia.
- 2- las que utilizan los efectos indirectos de la electricidad:
 - Diatermia.
 - Iontoforesis.
 - Electrocoagulación y electrocauterio.

D) Forma:

- Rectangulares.
- Triangulares.
- Romboidales.

E) Objetivo de la terapia:

- Analgésica.
- Estimulativa.
- Antiinflamatoria.
- Regenerativa.

F) Tipos especiales:

- Moduladas.
- Corrientes interferenciales.

Esta clasificación se hace según el criterio de la forma de la corriente, el mecanismo de acción, el tipo de corriente, el objetivo de la terapia y el tipo de corriente. Las técnicas electroterápicas se clasifican de diferentes maneras, según el criterio elegido:

CORRIENTES GALVÁNICAS

Clasificación de las corrientes galvánicas:

- Corrientes galvánicas de baja frecuencia.
- Corrientes galvánicas de media frecuencia.
- Corrientes galvánicas de alta frecuencia.

CORRIENTES FARÁDICAS

Clasificación de las corrientes farádicas:

- Corrientes farádicas de baja frecuencia.
- Corrientes farádicas de media frecuencia.
- Corrientes farádicas de alta frecuencia.

desnervado se hace directamente sobre el músculo. El resultado es una actividad muscular en forma de contracciones isométricas.

Las corrientes moduladas son aquellas que cambian su amplitud, forma, etc., durante la sesión.

Las corrientes farádicas de media frecuencia son aquellas de 1.000 a 10.000 Hz. Son usadas para estimulación muscular, especialmente las llamadas corrientes de Kotz, para desarrollo de grupos musculares específicos ("corrientes rusas").

Las corrientes de alta frecuencia utilizadas son de más de 500.000 Hz.

CORRIENTES ALTERNAS DE ALTA FRECUENCIA

A fines del siglo XIX se observó que a altas frecuencias disminuyen las interacciones de la electricidad con los sistemas del organismo; Tesla y D'arsonval demostraron que la corriente alterna a frecuencias superiores a 10.000 ciclos por segundo (10 KHz) calienta los tejidos profundos sin producir efectos nocivos sobre el organismo. Las corrientes de más de 100.000 Hz no producen excitación muscular ni fenómenos electrolíticos. Estas altas frecuencias se utilizan en medicina, cirugía y fisioterapia en dos formas principales:

a) Diatermia

Es la terapéutica basada en las corrientes de alta frecuencia. Éstas producen calentamiento de los tejidos profundos gracias al efecto Joule. Los líquidos corporales actúan como solución electrolítica distribuyendo la corriente por los tejidos según la ley de Kirchhoff, es decir en proporción inversa a la resistencia del circuito. Así, entre los tejidos blandos el calentamiento es mayor en el tejido subcutáneo, que tiene mayor resistencia, que en los músculos, que por su concentración electrolítica tienen más

conductividad. A su vez, estos tejidos blandos se calientan más que los huesos. Los efectos del calor sobre los tejidos son: vasodilatación, aumento del riego sanguíneo y drenaje linfático, aumento del metabolismo, disminución de la excitabilidad neuromuscular, estimulación del eje hipotálamo-hipófisis con liberación de ACTH y endorfinas.

Ondas cortas

En realidad esta técnica utiliza ondas electromagnéticas, pero se incluye dentro de la diatermia porque las ondas son generadas con lámparas controladas con osciladores a frecuencias altas de corriente alterna, frecuencias aún mayores que la de las clásicas corrientes de D'arsonval.

Las longitudes de onda utilizadas son entre 50 y 10 m (una longitud de onda de 10 m equivale a una frecuencia de 3.000.000 Hz). En el espectro electromagnético estas ondas no son "cortas", su nombre se debe a que su longitud de onda coincide con la de las ondas de radio de onda corta.

Distribución del calor según la frecuencia

Con el aparato de D'arsonval (diatermia clásica) se calienta preferentemente el tejido celular subcutáneo. Con ondas cortas los tejidos profundos son los que sufren el mayor calentamiento, por ejemplo huesos.

Aplicaciones de la diatermia

Básicamente consisten en el tratamiento del dolor y los trastornos circulatorios: para obtener efectos analgésicos y antiinflamatorios en mialgias, neuralgias, artritis, cicatrices dolorosas; tratamiento de la espasticidad y rigidez muscular, tratamiento de la insuficiencia vascular periférica, úlceras varicosas o de decúbito.

b) Electrobisturí

Consiste en el uso de corrientes de más de 100 KHz para realizar cortes quirúrgicos por efecto del calor en los que al mismo tiempo se obtiene la coagulación de la sangre. Se utiliza un electrodo en el cual la gran densidad de corriente produce un arco luminoso que es el bisturí eléctrico. Otro electrodo de gran superficie actúa como electrodo indiferente. Éste está en contacto con el paciente y en él no se manifiesta efecto térmico.

La aplicación del mismo aparato para la coagulación o la cauterización de lesiones, hemorragias, pequeños tumores, etc., se denomina electrocoagulación y electrocauterización respectivamente.

Corrientes moduladas

Son corrientes de parámetros variables durante la misma sesión. Como estrategia los fisioterapeutas cambian la forma, la frecuencia, la intensidad, etc., para evitar la adaptación (técnicamente, acomodación) de los tejidos y la disminución de los efectos de la terapia.

Corrientes interferenciales

Son corrientes de media frecuencia a través de dos circuitos que se interfieren entre sí. Su propósito es disminuir la percepción de las corrientes por parte de los pacientes. No son corrientes de igual frecuencia en fase opuesta. La diferencia de frecuencia de ambos circuitos debe ser por lo menos 250 Hz, para que la fre-

cuencia resultante sea eficaz. Se comprenderá mejor este concepto al estudiar el fenómeno de pulsación en acústica.

Dosificación en electroterapia

Como existen tantas modalidades de electroterapia los aparatos están diseñados para que el operador manipule pocas variables, por ejemplo una vez seleccionada la potencia se debe tener en cuenta la superficie de los electrodos utilizados. Entonces se puede calcular el tiempo de aplicación para administrar la dosis deseada.

La ecuación general utilizada es:

$$T \text{ en segundos} = \frac{\text{Dosis deseada} \times \text{Sup en cm}^2}{\text{Potencia en W}}$$

$$\text{Dosis} = \text{Joule/cm}^2$$

Lo importante es la energía recibida por el paciente y no la proporcionada por el aparato de electroterapia.

LECTURAS RECOMENDADAS

- Aurengo, A., Petitclerc, T. *Biofísica*. 3ª edición. Mc Graw Hill / Interamericana. Madrid, 2008.
- Kane, J., Sternheim, M. *Física*. 2ª edición. Ed. Reverté S.A. Madrid, 1998.
- Rodríguez Martín, J.M. *Electroterapia en Fisioterapia*. 2ª Edición. Editorial Médica Panamericana. Madrid, 2004.

Magnetismo y electricidad

Ondas electromagnéticas

Efectos de los campos electromagnéticos

Resonancia magnética nuclear

Ablación por radiofrecuencias

Electroterapia

MAGNETISMO Y ELECTRICIDAD

El magnetismo es un fenómeno muy relacionado con la electricidad. Por ejemplo, los cuerpos magnéticos poseen polos que se denominan norte y sur que se atraen entre sí como las cargas eléctricas de distinto nombre. Pero,

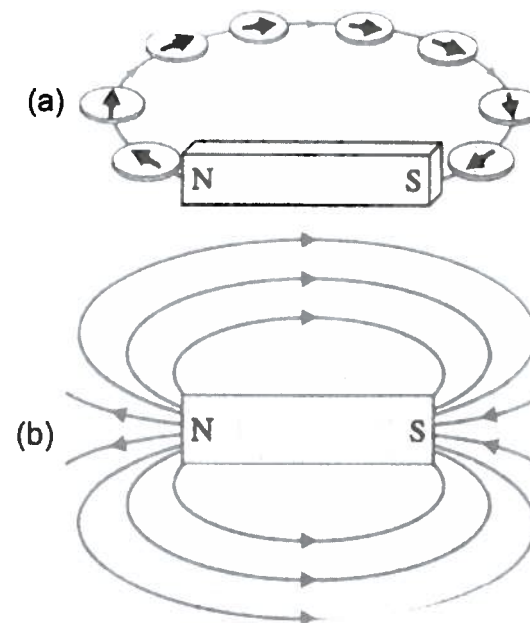


Fig. 14-1. Líneas de fuerza magnéticas.

mientras en la electricidad las líneas de fuerza son salientes o entrantes desde o hacia el cuerpo cargado, en el magnetismo las líneas de fuerza van del polo norte al polo sur del mismo cuerpo, es decir vuelven al cuerpo magnético formando un rizo o bucle (fig 14-1).

Una diferencia muy curiosa es el hecho de que los polos magnéticos no pueden separarse y mantenerse aislados, como sí puede hacerse con las cargas eléctricas. En efecto, si se divide por la mitad de su longitud una barra magnética no se obtendrá un polo norte aislado y un polo sur aislado. Por el contrario, en el punto de corte aparecerán polos magnéticos opuestos a los polos originales, los de los extremos (fig. 14-2).

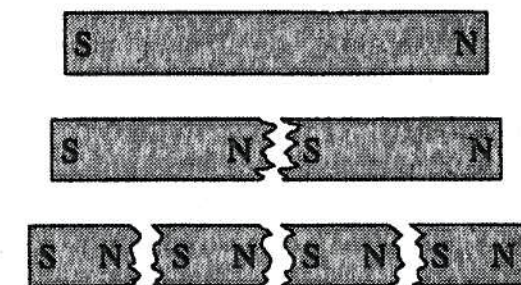


Fig. 14-2. Imposibilidad de los polos magnéticos de existir en forma aislada.

El magnetismo es conocido desde las antiguas civilizaciones del Asia Menor. En la región conocida con el nombre de Magnesia se descubrieron rocas que se atraían entre sí; se conocieron con el nombre de "magnetita".

El examen microscópico de un material ferromagnético muestra que está formado por fragmentos de hasta 1 mm de largo o ancho, en los cuales los polos magnéticos de miles de millones de átomos están alineados en la misma dirección. Estos fragmentos se denominan **dominios** (fig 14-3). En un material no magnético los dominios están orientados al azar, anulándose mutuamente los efectos magnéticos. En los materiales ferromagnéticos los dominios están mayoritariamente alineados en la misma dirección. Si se golpea un material se provoca un reacomodamiento de fragmentos de manera que puede aumentarse la propiedad magnética; de la misma manera, si se deja caer un imán se puede perder tanto la alineación por efecto del golpe que pierde parcial o totalmente la propiedad magnética. El calentamiento también produce la disposición aleatoria de los dominios; cada material tiene una temperatura por encima

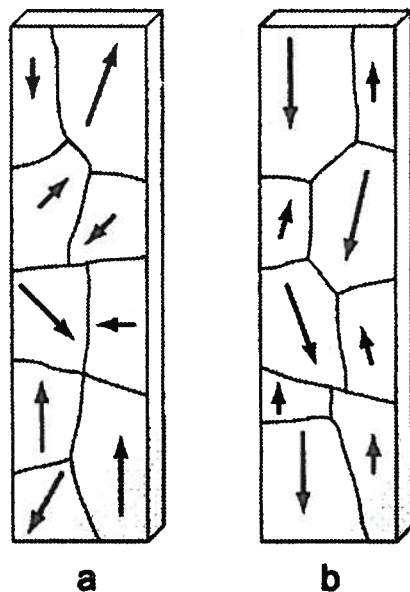


Fig. 14-3. En los materiales no ferromagnéticos (a) los ejes magnéticos de los dominios tienden a cancelarse entre sí. En los materiales ferromagnéticos (b) los dominios están organizados de tal manera que hay un importante campo magnético resultante.

de la cual deja de ser un imán (temperatura de Curie). Para el níquel es 358° C, para el hierro es de 770° C, y para el cobalto 1131° C.

Además del hierro, el cobalto y el níquel, otros materiales como el aluminio y el gadolinio muestran fuerte propiedad magnética. Los demás materiales presentan débiles efectos magnéticos detectables con aparatos muy sensibles.

La fuerza de atracción o repulsión entre polos magnéticos es la misma que entre cargas eléctricas.

Una barra magnética es un dipolo magnético comparable a un dipolo eléctrico, por ello las líneas de campo magnético de un imán de barra forman una figura similar a las líneas del campo eléctrico de un dipolo eléctrico; la diferencia entre polos magnéticos y cargas eléctricas es que los polos magnéticos no pueden existir en forma aislada: si se corta en dos una barra magnética, el extremo correspondiente al polo norte no tiene dos polos nortes sino que se induce la aparición de un polo sur en el nuevo extremo.

Causa del ferromagnetismo

La electricidad y el magnetismo se conocen desde hace mucho tiempo, pero solamente desde Oersted se han relacionado ambos fenómenos. Oersted descubrió por un experimento en clase, en 1820, que el flujo de cargas eléctricas produce un campo magnético. La teoría especial de la relatividad, de 1905 (atribuida a Einstein aunque es un recopilado de conceptos de Lorenz, Poincaré y otros) explica que esto se debe a las distorsiones que sufre el campo eléctrico por el movimiento de la partícula. En los átomos el movimiento orbital de los electrones puede considerarse una corriente eléctrica y por lo tanto induce un campo magnético. El sentido de las órbitas es al azar y el efecto magnético en general se anula. Sin embargo,

en algunos elementos existe un número de electrones cuyos sentidos orbitales no se anulan, resultando un efecto magnético neto, lo cual confiere a dichos elementos la propiedad magnética.

La rotación de los electrones sobre su propio eje (spin) produce un campo magnético adicional al cual se puede aplicar el mismo análisis que al movimiento orbital, respecto a la anulación mutua. En la mayoría de los átomos magnéticos esta propiedad se considera resultante de la rotación de los electrones, pero en el gadolinio se atribuye al movimiento orbital.

ELECTROMAGNETISMO Y ONDAS ELECTROMAGNÉTICAS

Christian Oersted había descubierto en 1820 que una corriente eléctrica podía generar un campo magnético. En 1831 comprobó que también ocurría lo inverso: los campos magnéticos generaban corrientes eléctricas.

James Clark Maxwell reunió y unificó los descubrimientos de Oersted, Gauss, Ampère y Faraday para construir una teoría sumamente trascendente: el electromagnetismo.

La dirección y sentido de las líneas de acción de un campo magnético generado por el flujo de corriente se determinan por la regla de

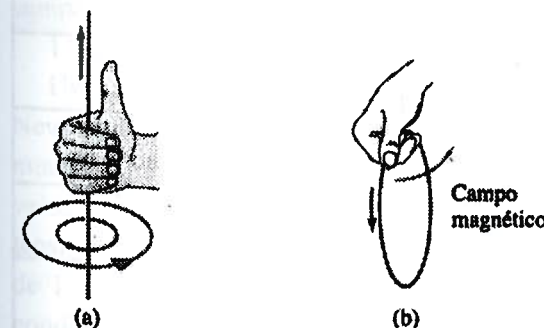


Fig. 14-4. Regla de la mano derecha. En un conductor lineal (a). En un conductor circular (b).

Onda Electromagnética

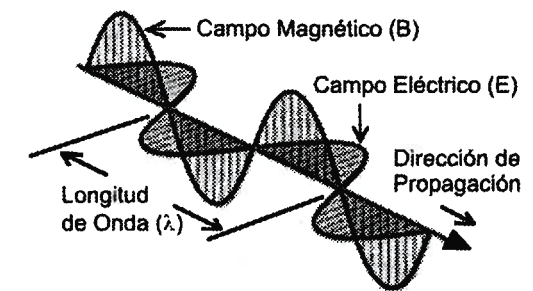


Fig. 14-5. Representación de una onda electromagnética.

la mano derecha: si se coloca la mano derecha como si aferrara el conductor, y se extiende el pulgar hacia el sentido en que fluye la corriente, los dedos señalan el sentido de acción de la fuerza magnética (fig. 14-4).

Maxwell agregó que los campos magnéticos también eran producidos por **campos eléctricos fluctuantes**. Además, el campo magnético sería también fluctuante y causaría (por su interacción recíproca) que el campo eléctrico sea fluctuante y ambos campos se propagarían juntos, siempre fluctuando.

La propagación de estas perturbaciones eléctricas y magnéticas constituyen las ondas electromagnéticas. Estas ondas son en realidad vectores campo eléctrico y vectores campo magnético que se invierten según el flujo de corriente, adquiriendo una forma sinusoidal. Ambos vectores son perpendiculares entre sí y a su vez a la dirección de propagación (fig. 14-5).

PROPIEDADES DE LAS ONDAS ELECTROMAGNÉTICAS

Las ondas electromagnéticas se propagan en medios elásticos y en el vacío en línea recta y con la velocidad de la luz ($3 \cdot 10^8$ m/s). Sus elementos principales son los mismos que los de las ondas: longitud de onda y frecuencia. Es

muy importante señalar que en las ondas electromagnéticas la longitud de onda es inversamente proporcional a la frecuencia y a la energía.

ESPECTRO ELECTROMAGNÉTICO

Las ondas electromagnéticas son todas de la misma naturaleza, semejantes a la luz, así que no podemos dividir las en tipos. Como tienen distintas propiedades, debido a la energía que les es inherente, deberíamos decir que se agrupan por **categorías** (fig 14-6). Su conjunto ordenado por longitud de onda se denomina espectro electromagnético. En un extremo del espectro están las ondas de mayor frecuencia y menor longitud de onda y por lo tanto de mayor energía: los rayos Gamma; seguidos de los rayos X y los rayos Ultravioleta de mayor energía; estos tres tipos de ondas son ionizantes. Luego se encuentran las ondas UV de menor energía, la luz visible, la luz infrarroja, las microondas, las ondas de TV y radio FM, luego las ondas de radio AM, y finalmente las frecuencias de corriente alterna. Las últimas citadas son las de menor frecuencia y energía y mayor longitud de onda, son las ondas de los campos electromagnéticos de la corriente alterna (50-60 Hz).

Teniendo en cuenta que la velocidad de las ondas electromagnéticas es siempre igual a la

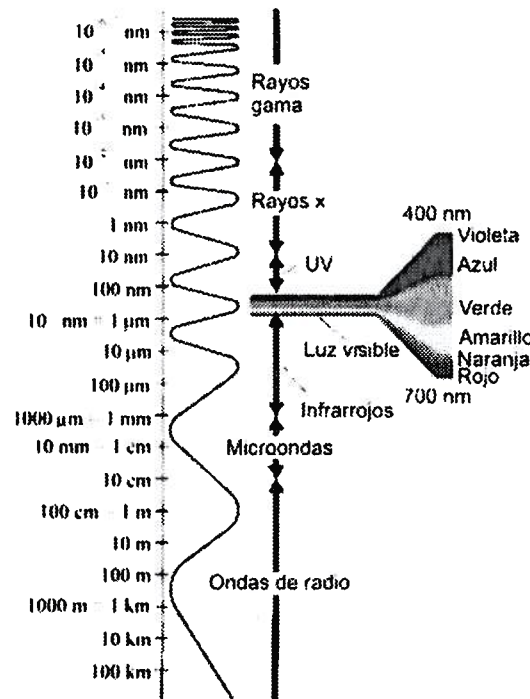


Fig. 14-6. Componentes del espectro electromagnético en orden creciente de longitud de onda (de arriba abajo) y por lo tanto decreciente de energía.

de la luz, las relaciones entre longitud de onda y frecuencia están dadas por la ecuación:

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

La longitud de onda de la radiación gamma es del orden de nanómetros; para las ondas de frecuencia extremadamente baja (las asociadas a la red eléctrica) es del orden de miles de km.

CATEGORÍA DE ONDA ELECTROMAGNÉTICA	MECANISMO DE ACCIÓN
Radiaciones ionizantes: <i>Rayos x, R. Ultravioleta de alta energía</i>	Rotura de enlaces químicos
Radiación óptica: <i>UV, Luz visible y Rayos infrarrojos</i>	Excitación del electrón Efectos fotoquímicos
Radiaciones de longitud de onda menor que el cuerpo: <i>Microondas, telefonía celular, televisión (VHF y UHF)</i>	Corrientes inducidas Efectos térmicos
Radiaciones de longitud de onda igual o mayor que el cuerpo: <i>Ondas de radio FM y AM, campos de red eléctrica y de frecuencia industrial.</i>	Corrientes inducidas Efectos no térmicos

Tabla 14-1. Mecanismo de acción de las ondas electromagnéticas según la categoría.

CAMPOS MAGNÉTICOS inducidos por corriente eléctrica

La dirección de la fuerza en el campo magnético es perpendicular a la dirección del flujo de electricidad. La intensidad del campo magnético es proporcional a la intensidad de corriente. Por lo tanto, la corriente alterna genera un campo magnético variable en magnitud, ya que se invierte periódicamente. Al mismo tiempo las cargas eléctricas generan un campo eléctrico, de manera que se obtiene campos eléctricos y magnéticos.

UNIDAD DE MEDICIÓN

Ya se ha visto que entre polos magnéticos existen líneas de fuerza. Cuanto mayor sea (cuantitativamente) la propiedad magnética del cuerpo habrá mayor cantidad de líneas de fuerza por unidad de área transversal atravesada por las líneas de fuerza. En esto se basa la unidad oficial (S.I.) de intensidad de campo magnético, el Tesla, que representa la densidad de flujo magnético.

1 Tesla = 1 Weber / m². El Weber es una unidad del Sistema Eléctrico Internacional que equivale a 10¹⁸ líneas de fuerza.

La unidad CGS es el Gauss: 1 Tesla = 10.000 Gauss y 1 G = 10⁻⁴ T.

La intensidad del campo magnético también se puede expresar en otras unidades S.I. La densidad del flujo magnético en Teslas equivale a la magnitud de la fuerza dentro del campo magnético:

$$1 \text{ T} = 1 \text{ N} / \text{A.m} = 1 \text{ N} / (\text{C.m/s})$$

Una intensidad de 1 Tesla es una fuerza de 1 Newton sobre una carga de 1 Coulomb que se mueva perpendicularmente al campo con una velocidad de 1 m/s. En otras palabras, una intensidad de 1 Tesla es la que ejerce una fuerza de 1 Newton por cada Ampère por metro de conductor.

La intensidad del campo magnético de la tierra en la superficie es aproximadamente 0,5 Gauss. Como comparación obsérvese este dato: entre los polos de los grandes electroimanes de laboratorio la intensidad suele ser de 2 o 3 T (20.000 – 30.000 Gauss).

EFFECTOS DE LA EXPOSICIÓN A CAMPOS ELÉCTRICOS Y MAGNÉTICOS

Así como la corriente eléctrica genera magnetismo, los campos magnéticos generan corrientes eléctricas, de manera que se puede esperar la acción de corrientes inducidas en el organismo humano. La principal población expuesta es la que vive junto a las líneas de alta tensión (líneas de distribución de corriente alterna a 50 o 60 Hz). Laboralmente, se encuentran muy expuestos los trabajadores de las subestaciones eléctricas. Otro grupo ocupacionalmente expuesto puede ser el de operadores de terminales de video como los monitores y operadores de radar.

Los efectos adversos que esto podría significar son tema de controversia desde la década del 80 y actualmente no se ha probado una relación clara entre ambos hechos. Los supuestos efectos adversos más mencionados han sido: aumento de la frecuencia de leucemia en niños y de cáncer de cerebro en adultos.

POSIBLE EFECTO DE LOS CEM SOBRE LA MELATONINA

La melatonina es producida por la glándula pineal. Tiene acción antioxidante sobre las células del organismo. Se sabe que su producción va disminuyendo con la edad. Además de relacionarse con el proceso de envejecimiento, se atribuye a la melatonina una acción protectora contra el cáncer, la cual se basa en la combinación de dos acciones:

EXPLICACIÓN DEL MÉTODO

Si los protones son expuestos a un campo magnético estático modifican su posición, alineándose con sus polos "norte" o "sur" apuntando en una misma dirección. En realidad se alinean con sus ejes a favor del campo magnético (posición paralela o de baja energía), o en contra del campo magnético (posición antiparalela o de alta energía). Los protones siguen girando, pero sus ejes dejan de oscilar como el eje de un trompo. En términos más precisos, alinean sus momentos magnéticos. La población de protones paralelos y antiparalelos no es exactamente igual, pero una pequeña diferencia porcentual es suficiente para causar un momento magnético resultante, dada la gran cantidad de átomos en cualquier material.

Si en estas condiciones son expuestos a ondas electromagnéticas (para la técnica de RM son ondas de radiofrecuencias), los protones absorben la energía de una cantidad de ondas y la utilizan para dejar temporalmente su alineación en 90° o 180° . En realidad estas ondas electromagnéticas crean un campo magnético oscilante perpendicular al plano principal, como proporcionan energía a los protones podemos llamarlas ondas de excitación. La longitud de onda necesaria para cambiar la orientación o dirección del momento magnético depende de la naturaleza de los átomos, de manera que variando la longitud de onda en busca de la frecuencia adecuada se identifica la composición de una sustancia; precisamente el primer uso de la resonancia magnética fue en química analítica.

El estado de excitación es transitorio, cuando los protones regresan a su posición de equilibrio o de menor energía (paralela o antiparalela) liberan energía en forma de señales de radio de la misma frecuencia que las absorbidas para desalinearse. Estas ondas reemitidas reciben el nombre de ondas de resonancia; las señales de resonancia son captadas por antenas emisoras /

receptoras y analizadas por computadoras, que producen imágenes sintetizándolas a partir de los datos recibidos.

Intensidad del campo magnético

Para la aplicación del método se utilizan campos magnéticos de varios miles de Gauss de intensidad, generalmente 1-2 Teslas. El Departamento de Salud Radiológica de los Estados Unidos establece el límite de exposición en 30.000 Gauss (3T) por segundo.

FORMACIÓN DE IMÁGENES

La estructura del órgano estudiado se construye por el análisis computarizado a partir de las señales recibidas desde el cuerpo. Específicamente, se estudia el espectro de absorción en función de las frecuencias. La intensidad de la señal de resonancia depende de la densidad (cantidad de núcleos).

Además de la longitud de onda de resonancia, existen otras características que son analizadas por las computadoras para ofrecer más información sobre la estructura examinada; por ejemplo, el retorno de los núcleos a su estado de equilibrio después de cesar la excitación (tiempo de relajación), que depende de la naturaleza de cada sustancia.

Desde un punto de vista tridimensional puede decirse que, por acción del campo magnético, los ejes de los protones pueden variar su posición hasta en 180 grados en el plano de X e Y o en el plano de Z de manera que tanto su alineación como su vuelta al reposo se pueden representar en esos planos.

FRECUENCIA DE RESONANCIA Y SELECCIÓN DEL PLANO

La frecuencia de resonancia es la frecuencia de radiación electromagnética necesaria para que los protones se desalineen dentro de un campo magnético externo, como en el contexto de la MRI. Esta frecuencia, denominada **frecuencia de Larmor** (simbolizada ν_0) es ca-

racterística de cada núcleo. Es el producto de una propiedad denominada constante giromagnética y la intensidad del campo magnético externo aplicado (B_0). Así, el H^1 resuena a 42,58 MHz dentro de un campo magnético de 1T, lo cual viene a ser su constante giromagnética. Si se desea saber a qué frecuencia resonará cuando el electroimán principal del equipo de MRI es de 1,5 Teslas encontraremos que $42,58 \times 1,5 = 63$. Como se ve, la frecuencia de resonancia aumenta proporcionalmente con la intensidad del campo magnético externo aplicado. Esto permite calcular qué frecuencia de RF debe aplicarse para obtener la resonancia en determinada posición del eje de Z, ya que el campo magnético aplicado en este eje es variable en forma lineal debido a las bobinas de gradiente (fig. 14-9). Utilizando cierto intervalo de frecuencias se recogerán datos provenientes de una rebanada de tejido delimitada por las intensidades correspondientes de campo magnético.

COMPONENTES DEL EQUIPO DE RM

Electroimán principal. Está enfriado a temperaturas cercanas al cero absoluto (-269°C) por medio de helio líquido. Esto le confiere una propiedad superconductor que

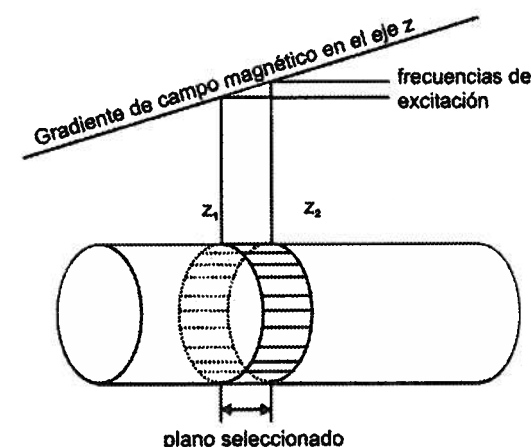


Fig. 14-9. Selección del plano de corte. Se utilizan frecuencias que excitan solamente los protones ubicados espacialmente entre dos valores del campo magnético en el eje Z, ya que éste es variable a lo largo de este eje.

disminuye el consumo de energía para la función de electroimán. La intensidad del campo magnético producido suele ser de 0,5 a 2 Teslas.

Antenas emisoras y receptoras de radiofrecuencias

Antenas de volumen: son emisoras y receptoras a la vez. Pueden rodear a una parte del cuerpo (por ejemplo solamente la cabeza) o todo el cuerpo. **Antenas de superficie:** son solamente receptoras, se ubican lo más cerca posible del cuerpo.

Bobinas de gradiente

Producen un campo magnético menos intenso que se suma al creado por el electroimán principal. La intensidad del campo producido varía a lo largo del eje principal (eje de Z), de manera que los núcleos de hidrógeno pueden resonar a diferentes frecuencias según su posición a lo largo del eje, lo cual permite localizar la posición de los núcleos emisores y la reconstrucción de las estructuras.

Ordenador para el procesamiento de datos

Analiza la intensidad y frecuencia de las ondas emitidas por los núcleos, así como los tiempos T1 y T2. Con estos datos se construyen las imágenes.

La sala debe estar aislada de emisiones de radio, incluso de teléfonos.

PONDERACIÓN EN T1 Y T2

Se puede medir el tiempo de relajación longitudinal, llamado T1, y el tiempo de relajación transversal o T2.

T1. El tiempo de relajación longitudinal es el tiempo que tarda el protón, después de liberar energía, en volver al estado de reposo. Depende del microambiente del protón (lattice) y la intensidad del campo magnético.

T2. El tiempo de relajación transversal es el tiempo que dura la existencia de una magnetización coherente. Depende del entorno, pues ello incide en la disipación de energía. No es afectado por la intensidad del campo magnético.

Ambos tiempos, T1 y T2, disminuyen con la organización estructural del tejido.

El análisis de los tiempos de relajación T1 y T2 da origen a dos modalidades de registro. En efecto, los tiempos de relajación, en milisegundos, son generalmente diferentes en cada eje (transversal o longitudinal). Por ejemplo, en T1 la grasa se ve de color blanco, lo cual significa una señal más intensa debido a una relajación más rápida, y en T2 se ve de color gris, debido a una relajación más lenta en el plano transversal. El tejido muscular en T1 se ve de color gris y en T2 de color negro. El hueso se ve claro en T1 y oscuro en T2. El LCR se ve oscuro en T1.

Se comprenderá entonces que la relajación en el tejido graso es rápida en T1 (color claro) y mediana en T2 (color gris), mientras que en el músculo la velocidad es mediana en T1 (color gris) y lenta en T2 (color oscuro).

Cuanto menor es el T1 de un tejido más fuerte es la señal y la imagen es clara.

Si el valor de T1 es alto, la imagen es oscura.

El tejido pulmonar tiene T1 corto.

En T2 un valor bajo significa señal débil y la imagen es oscura, mientras que un T2 alto se corresponde con una señal fuerte y una imagen clara.

La comparación de imágenes en T1 y con imágenes en T2 permite visualizar las estructuras en diferentes tonos de gris e incluso, como en el caso del hueso, se pasa del blanco al negro.

Las técnicas de imágenes por resonancia magnética se basan en:

a) la densidad de protones.

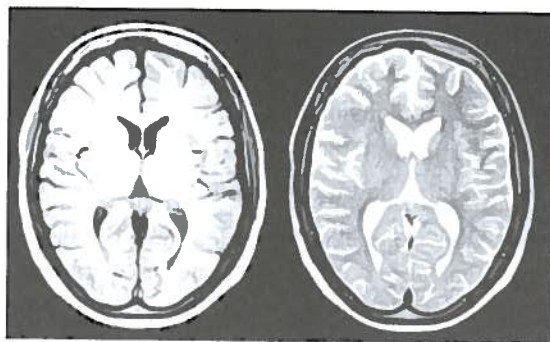


Fig. 14-10. Comparación de imágenes ponderadas en T1 y T2.

b) la dinámica de relajación magnética de los protones.

Las imágenes son mucho más nítidas que las obtenidas en ecografía, incluso en tomografías, ya que la computadora analiza tanto la intensidad de las señales como su naturaleza. Las imágenes en T1 son muy semejantes a las de tomografía computarizada.

Se puede utilizar contraste magnético, que aparece en las imágenes T1 de color blanco. El contraste más utilizado es el gadolinio.

Básicamente se analizan las señales de resonancia provenientes del hidrógeno, de manera que la mejor forma de descifrar una estructura, en las técnicas de resonancia, es por su contenido en agua y en lípidos, que contienen gran cantidad de hidrógeno. La RMN es ideal para el estudio del sistema nervioso central, y en general de partes blandas, como músculos y tejido conectivo articular.

VENTAJAS E INCONVENIENTES

Es un método no invasivo, inocuo como la ecografía: no utiliza radiaciones ionizantes. Da buenas imágenes difíciles de obtener por otros procedimientos. Se pueden obtener imágenes desde cualquier ángulo, a diferencia de la TAC que sólo proporciona imágenes del plano transversal.

Los inconvenientes posibles son los que pueden sufrir las personas al estar expuestas

a campos magnéticos: por ejemplo la falla de un marcapasos. Los pacientes a examinar no deben ser portadores de implantes metálicos, válvulas cardíacas metálicas, dispositivos intrauterinos metálicos, audífonos, grapas metálicas, etc. Las partes metálicas pueden sufrir inducción de corriente eléctrica, o sufrir desplazamiento. Cualquier objeto metálico cerca del individuo examinado puede comportarse como un proyectil.

Otra desventaja es la complejidad del equipamiento, de manera que no se puede llegar hasta el paciente como con los equipos radiológicos móviles.

También es un problema una eventual claustrofobia del paciente, ya que el procedimiento habitualmente dura muchos minutos. Por último, la técnica produce ruidos molestos.

RM FUNCIONAL

Es una técnica por MRI utilizada por el momento para el estudio del cerebro. Puede mostrar cuáles son las áreas cerebrales que se activan en determinadas circunstancias como la actividad motora, sensorial, estados emocionales, etc.

La técnica se basa en los cambios del campo magnético tisular de acuerdo a la presencia de oxígeno, por lo tanto el factor determinante e indicador de la actividad es el flujo sanguíneo.

ABLACIÓN POR RADIOFRECUENCIAS

El término ablación significa extirpación o eliminación de un órgano o tejido. Desde hace unas décadas se aplican radiofrecuencias sobre

tejidos con el propósito de obtener altas temperaturas y destruirlos. El objetivo fundamental es evitar una cirugía, de modo que la técnica se aplicó primero para destruir tejidos cardíacos productores de arritmias. Actualmente, ya en el siglo XXI, se están obteniendo buenos resultados en la eliminación de tumores hepáticos y renales cuando la cirugía no es recomendable.

La técnica se practica introduciendo un catéter en cuyo extremo se ubican antenas emisoras de ondas de radio, causando el calentamiento y necrosis de los tejidos circundantes. La temperatura alcanzada suele ser de 45 a 50° C.

LECTURAS RECOMENDADAS

- Aurengo, A., Petitclerc, T. *Biofísica*. 3ª Edición. Mc Graw Hill / Interamericana. Madrid, 2008.
- Giancoli, D. *Física. Principios con aplicaciones*. 6ª Edición. Pearson Educación. México, 2007.
- Kastler, B., Vetter, D., Gangi, A. *Principios de RM: Manual de Autoaprendizaje*. Elsevier. Madrid, 1997.
- Resnick, R., Halliday, D., Krane, K. *Física*. 4ª Edición en español. Grupo Editorial Patria. México, 2007.
- Rontó, G., Tarján, I. *An Introduction to Biophysics with medical orientation*. 3ª Ed. Semmelweis Kiadó. Budapest, 1999.
- Roth, C. *Fundamentals of Body MRI*. Elsevier/Saunders. Philadelphia, 2012.
- Serway, R.S., Moses, C.J., Moyer, C.A. *Física Moderna*. 3ª Edición. International Thompson Editores. México, 2006.

Naturaleza y propiedades de los rayos X

Producción de rayos X

Técnicas radiológicas de imágenes

Tomografía axial computarizada

NATURALEZA DE LOS RAYOS X

Los rayos X son uno de los componentes del espectro electromagnético, contándose entre los que tienen o transportan más energía, siendo superados en ello solamente por los rayos gamma. Por lo tanto, son ondas electromagnéticas de la misma naturaleza que la luz, pero caracterizadas por una determinada longitud de onda. En los rayos X esta es mayor que la de los rayos gamma y menor (lo cual implica más energía) que la de la luz ultravioleta y visible. La longitud de onda de los rayos X utilizados en radiología se encuentra entre 0,01 y 0,1 nm.

DESCUBRIMIENTO DE LOS RAYOS X

La tarde del 8 de noviembre de 1895 Konrad Wilhelm Roentgen, con la ayuda de un tubo de Crookes y una pantalla de cianuro de bario, descubrió unos rayos capaces de atrave-

sar cuerpos opacos y producir fluorescencia, a los cuales llamó rayos X. En realidad por esa época muchos físicos experimentaban con un instrumento predecesor del tubo de rayos catódicos, el tubo de Geissler, o su versión mejorada, el tubo de Crookes, estudiando un fenómeno conocido históricamente como *descarga en gases enrarecidos*. El propio Geissler había reclamado a la empresa Ilford porque se velaban las películas fotográficas guardadas en su laboratorio, pero no intuyó, como Roentgen, la relevancia de lo que tenía entre manos. El 22 de diciembre de 1895, Roentgen dispuso los materiales como para que la radiación, que no dejaba sombra al pasar por materiales delgados, atravesara la mano de su esposa Bertha y dibujara, en una película fotográfica, los huesos de la mano, destacándose además el engarce de su anillo.

PROPIEDADES DE LOS RAYOS X

Examinaremos las propiedades físicas y químicas.

- Tienen la misma naturaleza que la luz, es decir son ondas electromagnéticas.
- Se propagan en línea recta (sin ser desviados por campos eléctricos ni magnéticos) a una velocidad de $3 \cdot 10^8$ m/seg.
- Poder de penetración: atraviesan la materia y por ello los tejidos del organismo.
- Ionizan los gases que atraviesan, propiedad que se utiliza para medir la cantidad de rayos X en el aire.
- Producen varias interacciones de los fotones con la materia, como el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton y la formación de pares, que se estudian en el capítulo 15. La ionización se mencionó aparte por su relevancia para la unidad de dosis.
- Impresionan placas fotográficas, precipitando las sales que contienen las emulsiones fotográficas.
- Producen fluorescencia en numerosas sustancias. Esto consiste en la emisión de luz de menor energía y mayor longitud de onda por parte de estas sustancias al ser irradiadas. Se explica por el efecto Compton. Esta propiedad es parte de otra denominada en general luminiscencia.
- Convierten la oxihemoglobina en hemoglobina, y producen otras reacciones de oxido-reducción.

EFFECTOS BIOLÓGICOS

Los estudiaremos mejor en otro capítulo referente a las radiaciones, podemos citar aquí la posibilidad de producir mutaciones por su acción sobre los cromosomas. También interfieren con la mitosis de manera que los tejidos más afectados son aquellos que tienen mayor proliferación: gónadas, epitelios, médula ósea.

PRODUCCIÓN O GENERACIÓN DE LOS RAYOS X

Los rayos X, en el contexto en que son estudiados en este capítulo, son producidos mediante aparatos basados en el tubo de Coolidge, en el cual rayos catódicos de alta energía impactan contra el ánodo dando lugar a dos mecanismos de producción de rayos X:

- a) transformación de la energía cinética perdida durante la desaceleración.
- b) efecto Compton ocurrido en los átomos del material del ánodo.

Los rayos catódicos son electrones generados por el efecto termoiónico y acelerados por una diferencia de potencial en dirección al blanco o ánodo. Tanto el cátodo como el ánodo están contruidos con materiales de alto punto de fusión, generalmente de tungsteno. Al chocar con muy alta velocidad contra el ánodo liberan energía radiante en forma de rayos X.

TUBO DE RAYOS X

Los rayos X se generan con el tubo de alto vacío ideado por Coolidge en 1913. Inicialmente se utilizaba el tubo de Crookes, que se caracteriza por contener gas residual, con el cual se obtenían rayos X de poco poder de penetración.

ELEMENTOS DEL TUBO DE COOLIDGE

Dentro de un tubo de vidrio sellado y de paredes gruesas, en el cual se ha hecho el vacío, se encuentran los principales elementos:

CÁTODO

Es el electrodo negativo que genera los rayos catódicos (electrones) que sirven para bombardear el ánodo. El filamento del cátodo se vuelve incandescente con el paso de la co-

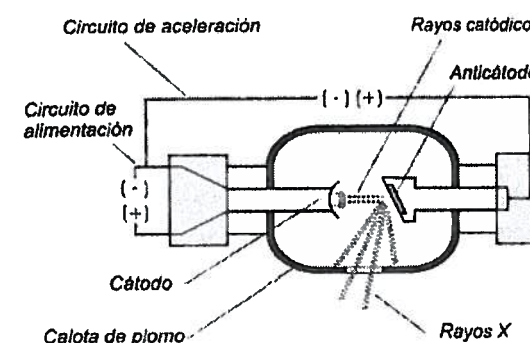


Fig. 15-1. Tubo de rayos X.

riente proveniente de los circuitos de alimentación, y genera los electrones libres que se dirigen hacia el ánodo. El filamento se encuentra ubicado en una estructura cóncava llamada copa enfocadora, que concentra el haz de electrones en dirección al ánodo, además un cilindro de molibdeno contribuye a esta orientación formando un verdadero cañón de electrones.

ÁNODO

Llamado también anticátodo, es el electrodo positivo que es bombardeado por los rayos catódicos, generándose así los rayos X. El material del anticátodo es el tungsteno, de alto punto de fusión, lo cual le permite resistir sin fundirse las altas temperaturas a que se le somete. Por su número atómico alto genera rayos X con mayor eficacia. El anticátodo está adherido a una barra maciza de cobre con disipadores de aletas o de radiadores para facilitar su enfriamiento. Tiene cierta inclinación para dar orientación a los rayos X producidos.

CIRCUITOS DE ALIMENTACIÓN

El sistema cuenta con un generador de fuerza electromotriz de corriente continua y tensión variable. El soporte de la copa enfocadora sobresale fuera del tubo y en ese lugar se hacen las conexiones eléctricas apropiadas

Circuito de bajo voltaje (o miliamperaje), o pequeño circuito: alimenta al filamento del cátodo; su intensidad (amperaje) y su voltaje son bajos. Con él se regula la emisión de

electrones, controlando así el número de electrones por unidad de área y consecuentemente la cantidad de rayos X generados. En otras palabras, la cantidad de electrones emitidos (y de fotones de rayos X) guarda relación directa con la temperatura que alcanza el filamento.

Circuito de alto voltaje (o kilovoltaje): determina el voltaje cátodo / ánodo o diferencia de potencial cátodo/ ánodo que hace que los electrones sean disparados; regula la velocidad con que los electrones chocan contra el ánodo, determinando así la dureza o grado de penetración de los rayos X. En realidad el kilovoltaje incide también sobre la cantidad de electrones emitidos por el cátodo, pero solamente hasta un kilovoltaje de 40 Kv (voltaje de saturación), por lo cual se dice que el kilovoltaje controla la calidad de los rayos X.

La influencia del kilovoltaje sobre la calidad de los rayos es como sigue: a mayor diferencia de potencial se obtiene mayor velocidad de los electrones, menor longitud de onda de los rayos X generados y mayor poder de penetración (rayos "duros").

El tubo de rayos X está revestido exteriormente de plomo, quedando una ventana de un material que deja pasar los rayos X por donde éstos emergen.

FUNCIONAMIENTO DEL TUBO DE RAYOS X

El filamento del cátodo se calienta por el paso de la corriente como lo hace una bombilla eléctrica ordinaria, con la diferencia de que emite electrones (efecto termoiónico o Edison), los cuales son dirigidos hacia el anticátodo por la copa enfocadora y el cilindro de molibdeno, chocando contra el anticátodo en el punto denominado punto focal. La energía liberada en el frenado se convierte en la energía de la radiación de frenado, de manera que la energía del fotón de rayos X es la misma que la de los electrones acelerados. En otras palabras, si el kilovoltaje aplicado es de 75 Kv la energía

de los rayos X producidos es de 75 Kev. En cuanto a la energía consumida por el circuito de alimentación, el 99% se convierte en calor y el 1% en rayos X.

El tamaño del punto focal influye sobre la calidad de los rayos X: cuanto más pequeño es el punto focal mayor es el detalle de la imagen. En ese caso disminuye su resistencia al calor, por lo cual se ideó el anticátodo giratorio, que gira a 3.000 rpm de manera que el impacto de electrones ocurre en un sitio diferente cada vez.

RAYOS X GENERALES

Son los rayos X producidos por el mecanismo de frenado. Representan la transformación de la energía cinética de los electrones des- acelerados en ondas electromagnéticas. Son emisiones de Rayos X de espectro continuo, es decir están presentes varias longitudes de onda dentro de un rango que dependen de la diferencia de potencial entre el cátodo y el anticátodo. A mayor diferencia de potencial las longitudes de onda son menores y los rayos X más penetrantes. Esto es consecuencia del aumento de la energía cinética de los electrones, cuya energía depende de la carga eléctrica y de la ddp., lo que permite expresar dicha energía en electrón- volts (eV) de tal forma que:

$$eV = \frac{1}{2}mv^2$$

RAYOS X CARACTERÍSTICOS

Son los rayos X producidos por efecto Compton. Son emisiones de rayos X de espectro discontinuo, monocromáticas, superpuestas al espectro continuo de los rayos generales. Su longitud de onda depende de la naturaleza del anticátodo. Se producen cuando la diferencia de potencial aplicada permite a los electrones

alcanzar un nivel de energía como para producir efecto Compton.

RADIACIÓN SECUNDARIA

Las radiaciones secundarias comprenden:

–Rayos X de difusión: rayos incidentes que cambian de dirección pero no de longitud de onda;

–Rayos X de fluorescencia: difundidos desde el cuerpo irradiado pero con mayor longitud de onda y menor energía que la radiación primaria o incidente. Se debe al efecto Compton.

LEY DE ABSORCIÓN DE LOS RAYOS X

La intensidad de un rayo que emerge de un cuerpo luego de haberlo atravesado es igual a la intensidad del rayo incidente por la base de logaritmos naturales elevada a la potencia negativa del producto $h.d$.

$$I = I_0 \cdot e^{-h \cdot d}$$

En términos prácticos, la absorción de los rayos X depende de la sustancia y de la intensidad del rayo incidente. Cuando un haz de rayos atraviesa un cuerpo, experimenta una disminución de su energía debido a:

–una absorción de la radiación que produce una emisión de electrones del átomo semejante al efecto fotoeléctrico;

–una difusión de los rayos X primarios y producción de rayos X secundarios por efecto Compton.

En el cuerpo humano el tejido óseo produce una absorción de rayos X mayor que cualquier otro tejido, esto se debe a que es más rico en sustancias minerales. En cambio el tejido muscular y las vísceras absorben muy poco, dejando pasar las radiaciones.

TÉCNICAS RADIOLÓGICAS DE IMÁGENES

RADIOGRAFÍA

Es el registro como imagen permanente en una película fotográfica. La placa radiográfica consiste en una base de acetato de celulosa o materiales plásticos como el poliéster, cubiertas por una emulsión fotosensible generalmente de cristales de bromuro de plata. Por efecto de la radiación las sales de plata se convierten en plata metálica negra precipitada en el acetato.

Los cuerpos u objetos de mayor densidad absorben mayor cantidad de rayos X y así la radiación que impresiona la placa radiográfica es escasa; la placa queda blanquecina. A esta imagen de los cuerpos densos se denomina en radiología opacidad.

Los cuerpos o materiales poco densos o livianos dejan pasar la mayor parte de los rayos X; como éstos precipitan las sales de plata la placa adopta color oscuro. Este ennegrecimiento indica poca densidad del material (por ejemplo aire); paradójicamente, se denomina en el lenguaje radiológico claridad.

Radiación dispersa

Está constituida por las radiaciones secundarias producidas por la dispersión de los rayos no absorbidos. Estos rayos secundarios son inconvenientes para la nitidez de las imágenes radiológicas, y para suprimirlos se dispone de varios medios:

a-Diafragmas y conos enfocadores: para limitar la emisión de rayos a la zona u objeto que se quiere radiografiar.

b-Láminas de plomo posteriores: ubicadas detrás de la placa radiográfica, para absorber los rayos que se reflejan desde atrás.

c-Parrilla de Potter-Bucky: es una placa construida con placas paralelas de plomo y material radiotransparente (madera), las cua-

les sólo dejan pasar los rayos paralelos, absorbiéndose los rayos que están desviados en su trayectoria. Se ubica delante de la placa radiográfica.

Radiografía contrastada

Para visualizar mejor los órganos se los prepara con sustancias radioopacas denominadas medios de contraste. Estos son generalmente preparados a base de yodo (para las vías urinarias, vasos sanguíneos) o de bario (para las vías digestivas).

RADIOSCOPIA

Es la radiografía dinámica, consistente en la imagen transitoria observada en una pantalla fluorescente. Algunas sustancias como el sulfuro de zinc o de cadmio emiten luz verde al ser irradiadas con rayos X. Esta es una radiación secundaria de mayor longitud de onda (fluorescencia). Las pantallas fluorescentes contienen cristales de estas sustancias fluorescentes. La imagen se forma transitoriamente en la pantalla mientras dura la exposición a los rayos X, no hay placa radiográfica.

La imagen tiene menor nitidez, por lo siguiente: la exposición suele hacerse con igual kilovoltaje que para la radiografía convencional, pero como la duración suele ser de varios minutos se utiliza un miliamperaje mucho menor, para no aumentar tanto la exposición a los rayos X. La imagen radioscópica se puede fotografiar, para ahorrar placas fotográficas y abreviar el tiempo de exposición. Esta idea fue del brasileño Manuel de Abreu (Abreugrafia). Con este procedimiento se pierde el factor dinámico, posibilidad de observar los órganos en movimiento.

DIAGNÓSTICO Y TERAPIA

Los rayos X utilizados en diagnóstico, es decir en radiografías, se generan con tensiones que varían entre 50 Kv y 100 Kv aproxima-

damente (generalmente 50 o 75 Kv), dependiendo de la zona del organismo que se va a radiografiar. El miliamperaje utilizado suele ser de 30 mA en la radiografía y 3 mA en la radioscopia.

En terapia, sin embargo, se utilizan rayos X de mayor o menor poder de penetración, por lo cual se utilizan tensiones muy variadas. Para radioterapia superficial se utilizan tensiones que pueden ser entre 5 Kv y 50 Kv, generándose así rayos X de poco poder de penetración ("blandos") por su gran longitud de onda. Para radioterapia profunda se utilizan tensiones de 100 a 300 Kv, generándose rayos muy penetrantes ("duros"), de muy corta longitud de onda.

TOMOGRAFÍA

Es la radiografía que registra las estructuras en un solo plano.

Tomografía lineal. Este ingenioso método, que se esquematiza más abajo, consiste en desplazar el tubo generador de rayos X en un sentido (de A a B) mientras la placa radiográfica lo hace en sentido contrario. Así, las estructuras ubicadas en determinado plano parecen estar quietas y dan imágenes nítidas, en tanto que las estructuras ubicadas en cualquier otro plano aparecerán borrosas. En 1961 Cormack logró la primera tomografía.

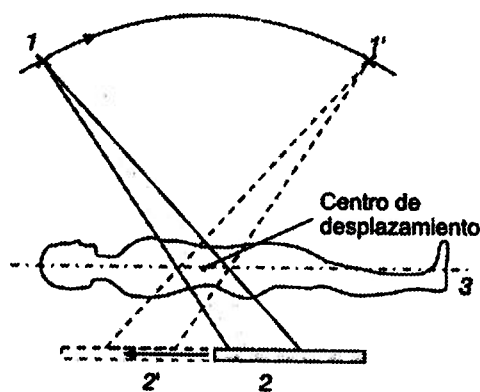


Fig. 15-2. Elementos de la tomografía convencional. 1 y 1': tubo de rayos X. 2 y 2': placa radiográfica. 3: plano examinado.

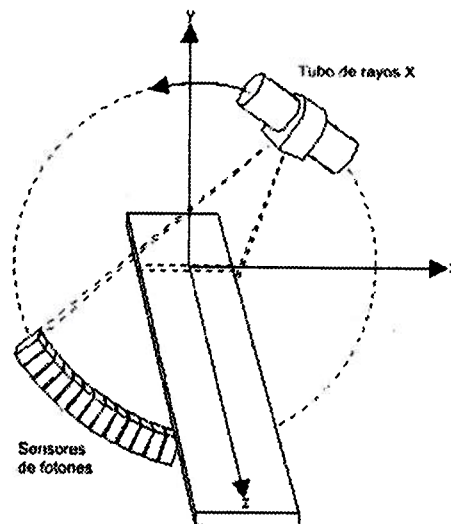


Fig. 15-3. Esquema de los elementos para la técnica de la tomografía axial.

La distancia entre el plano en que se mueve el tubo de rayos X y la longitud del recorrido determina el llamado ángulo tomográfico: cuanto mayor sea éste más delgado es el "corte", es decir es menor el espesor del plano tomográfico.

Tomografía axial computarizada

En este método el sujeto de estudio es introducido dentro de un tubo, alrededor del cual giran en un carril circular un tubo de rayos X y un conjunto de sensores de rayos X (corona de detectores) diametralmente opuestos al tubo (fig. 15-3). El kilovoltaje utilizado suele ser de más de 100 Kv y el miliamperaje de aproximadamente 150 mA. Después de una exposición de 1 segundo aproximadamente se desplaza la camilla del paciente la distancia que se desea hasta otro plano transversal y se repite la operación. La información es analizada por una computadora. En 1967 Godfrey Hounsfield logró la primera tomografía computarizada eficaz diagnosticando un tumor cerebral. En 1972 comenzó a poner en práctica la tomografía computarizada tal como la conocemos en el año 2000, aunque han habido desde entonces

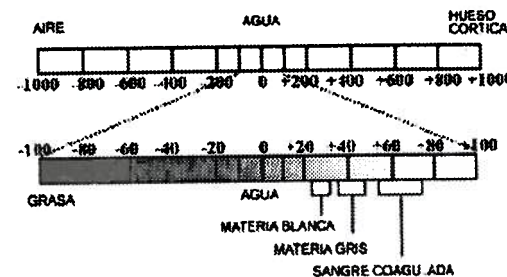


Fig. 15-4. Número de Hounsfield de diversos tejidos

muchas mejoras (tomógrafos de tercera, cuarta generación, etc., tomógrafo helicoidal).

Unidades de Hounsfield

(Números TC). Son indicadores del coeficiente de atenuación de los rayos X por los tejidos, es decir la capacidad de absorción de rayos X. Esto a su vez en función de su densidad. Para el agua es convencionalmente cero, para el aire seco es -1000 y para el hueso compacto +1000. De esta manera el intervalo entre valores límite de unidades Hounsfield es de 2000.

Cada tejido tiene su número TC:

Pulmones..... alrededor de -500

Grasa entre -100 y -60

Órganos internos de +10 a +60.

Hueso entre +500 y +1000

La sangre tiene un número TC de aproximadamente +30.

El LCR tiene un número TC entre 0 y +10 por no contener células.

Ventanas tomográficas

Son intervalos de unidades Hounsfield que limitan el procesamiento de datos a los tejidos cuyos números TC se encuentran comprendi-

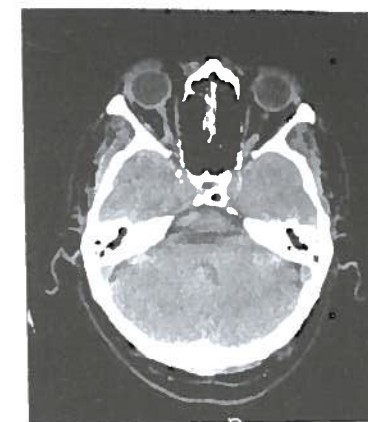


Fig. 15-5. Corte del cráneo a la altura del hueso temporal.

dos dentro del intervalo. Se consigue así mayor discriminación de los tonos de grises. Por ejemplo, si la amplitud o ancho de ventana es de 100 UH se indica un valor central y la ventana abarca 50 UH por encima y 50 UH por debajo del valor indicado. Los tejidos con números TC superiores a la ventana aparecen en blanco y aquellos cuyos números TC son menores que el límite inferior de la ventana aparecen en negro.

LECTURAS RECOMENDADAS

- Bushong, S.C. *Manual de Radiología para Técnicos*. Elsevier. Barcelona, 2010.
- Del Cura Rodríguez, J.L. *Radiología Esencial*. Editorial Médica Panamericana. Madrid, 2010.
- Sánchez Álvarez-Pedrosa, C., Casanova, R. *Diagnóstico por Imagen. Compendio de Radiología Clínica*. McGraw Hill-Interamericana. México, 1987.

*Estructura del átomo**Radioactividad**Interacciones de la radiación con la materia**Unidades de medida y dosis de las radiaciones***ESTRUCTURA
DEL ÁTOMO**

En la antigüedad algunos estudiosos griegos suponían que el aire no era el vacío sino que contenía alguna materia tan pequeña que no podía verse. Demócrito, o tal vez su discípulo Leucipo, creó el término *atomos* (indivisible) para referirse a la partícula de menor tamaño que puede constituir la materia. En la edad media la Ciencia no avanzó en Occidente, y la estructura del átomo no era objeto de interés hasta el siglo XIX. Entonces eran recientes los conceptos de moléculas y moles que eran para indicar cantidades de sustancia, y así, para la formación de compuestos (ley de las proporciones múltiples, número de Avogadro).

En 1897 Joseph J. Thompson descubrió los electrones al demostrar experimentalmente, mediante el tubo de rayos catódicos, que éstos eran desviados por campos eléctricos y por lo tanto eran partículas con carga negativa. Se suponía que de alguna manera se compensaba la carga negativa del electrón pero no se conocía el núcleo. En 1904 el mismo Thompson

propuso su modelo en el cual el átomo estaba formado por una masa positiva en la cual estaban incrustados los electrones, como si fueran las pasas de uva de un pan dulce o budín inglés.

En 1911 Ernest Rutherford propuso que la carga positiva del átomo se concentraba densamente en el centro: propuso la existencia del núcleo. El modelo de Rutherford ubicaba a los electrones girando en órbita alrededor del núcleo.

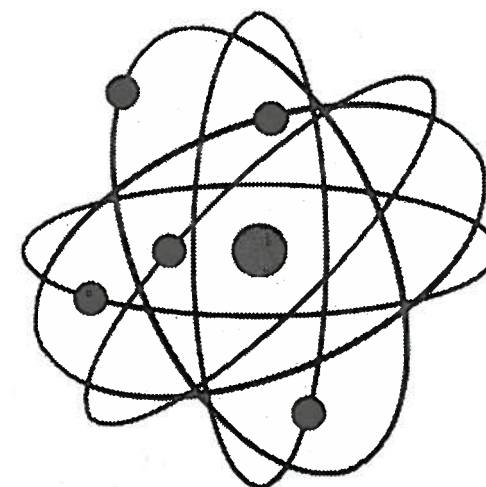


Fig.16-1. Modelo del átomo según Rutherford. Los electrones están girando alrededor del núcleo, pero aún no están organizados en órbitas de distintos niveles.

Modelo de Bohr y teoría de los cuantos

Muy pronto, en 1913, Niels Bohr propuso un modelo muy mejorado del átomo, según el cual los electrones no están en la misma capa orbital, sino que hay varias órbitas preestablecidas en las que los electrones pueden estar. Además, incorporó a su modelo la teoría de los cuantos creada por Planck. En el caso de la estructura atómica esto significa que diferentes niveles orbitales significan diferentes cantidades de energía inherentes a los electrones, cantidades que son discretas. Esto significa, por ejemplo, que si un electrón absorbe energía de una onda electromagnética incidente ascenderá a una órbita superior acorde con su nuevo nivel energético. Análogamente, si el electrón retorna a su órbita original emite energía pero no cualquier cantidad de ella sino la cantidad que había absorbido antes. En otras palabras, los cuantos de energía implican cantidades que no pueden fraccionarse. Esto resultó muy relevante para el desarrollo de instrumentos científicos y tecnología médica, como se comprobará después de estudiar en este mismo capítulo las interacciones entre materia y energía y más adelante los fundamentos de diversas técnicas diagnósticas y terapéuticas.

En 1919 Rutherford descubrió los protones, y en 1932 James Chadwick los neutrones.

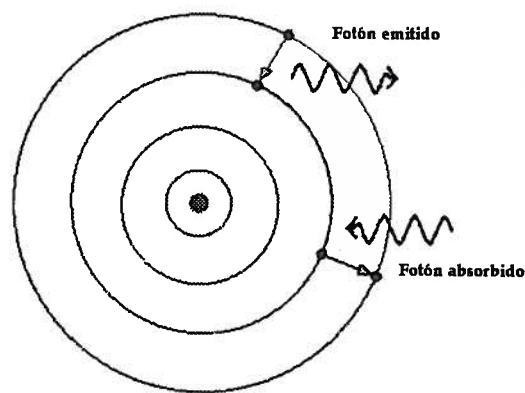


Fig. 16-2. Modelo atómico según Bohr. En él los electrones giran en distintas órbitas dependiendo de su nivel energético. Al absorber energía de un fotón el electrón pasa a una órbita superior.

La estructura elemental del átomo es la de un núcleo rodeado por una corteza o nube electrónica. El núcleo constituye la parte más pesada del átomo, y contiene protones (partículas con masa y carga positiva) y neutrones (partículas con masa y sin carga eléctrica). La corteza electrónica está constituida por electrones, partículas con carga eléctrica negativa y una masa 1840 veces menor que la de un protón.

El número de electrones de la corteza electrónica, cuando el átomo se encuentra en estado neutro, es igual que el número de protones del núcleo. Si existe diferencia el átomo se encuentra en estado ionizado: si hay exceso de uno o más electrones tenemos un anión, si hay deficiencia de uno o más electrones tenemos un catión.

Distribución de los electrones en capas

Los electrones se encuentran distribuidos en capas, las cuales tienen un número máximo de electrones que pueden albergar, pasando los restantes a la siguiente capa. El número de electrones que puede haber en cada capa está indicado por la ecuación:

$N^{\circ} \text{ de } e^- = 2n^2$, donde n es el número de capa.

De acuerdo a esto, en la primera capa puede haber hasta dos electrones, en la segunda 8, y en la tercera 18. En la última capa queda un número de electrones que determina la afinidad del átomo, por lo cual se denominan electrones de valencia. El concepto de capas no es estricto, significa un determinado rango o franja de niveles energéticos. **El principio de Exclusión de Pauli (Wolfgang Pauli, 1925) dice que dos electrones no pueden estar en el mismo nivel energético.** Si esto no fuera cierto todos los electrones estarían en la capa inferior, donde se necesita menor cantidad de energía.

Solamente las partículas en sentido estricto (con masa), denominadas fermiones, obedecen el principio de Exclusión de Pauli.

En 1913 Niels Bohr aplicó la teoría cuántica de Planck a las capas electrónicas: propuso que el radio de cada órbita debe ser una cantidad discreta en base al radio de la órbita más baja. Así, dio a la órbita más baja un radio de 0.0529 nm; la segunda órbita tenía un radio 4 veces mayor que a_0 ; la tercera órbita debía tener un radio 9 veces mayor que a_0 .

PARTÍCULAS NUCLEARES

El número de protones da al átomo su número atómico (Z), y determina las propiedades químicas del átomo. De hecho, todos los átomos con el mismo número de protones pertenecen a la misma especie atómica.

La masa de los neutrones es casi igual a la de los protones. La suma de protones y neutrones del núcleo da al átomo el número de masa (A), que es una cifra redonda, por ejemplo 8 o 12; en cambio la masa se expresa con números fraccionarios debido a la existencia de isótopos. La unidad de masa atómica es igual a $1,66 \cdot 10^{-27}$ kg.

Se acepta actualmente que un protón está formado por varios tipos de partículas elementales, algunas ligeras y realmente elementales que no contienen ninguna subpartícula (leptones) y otras más pesadas llamadas mesones y bariones que están formadas por subpartículas llamadas quarks.

Un neutrón está formado por un protón unido a una partícula con la masa y la carga del electrón, lo cual anula la carga eléctrica del protón y da lugar a la existencia del neutrón. Si existe tal "electrón nuclear", no se encuentra libre y se desprende en la emisión beta negativa (ver más adelante). Lógicamente la masa del neutrón es un poco mayor que la del protón.

Clasificación de las partículas nucleares

Hadrones (partículas pesadas)

a) mesones

b) bariones (protones y neutrones).

Leptones (ligeros) son el electrón nuclear, el neutrino, el neutrinio, y otros que no mencionaremos aquí.

A las partículas en sentido estricto, es decir con masa, se denomina fermiones, mientras que a las partículas sin existencia material, portadoras de fuerza, se denominan bosones.

Mesones

En la década del '30 los físicos se preguntaban qué sería lo que mantiene unidas a las partículas del núcleo, las cuales en teoría debían repelerse; en 1935 Hideki Yukawa postuló la existencia de una partícula que explicaba la fuerza fuerte y cuya masa sería 200 veces la del electrón, llamándola mesón por tener una masa intermedia entre la del electrón y la del protón. En 1947 se confirmó la existencia del mesón π (mesón pi o pión), portador de la fuerza fuerte, gracias a Powell, Lattes y Occhiliani. En 1949 Yukawa y en 1950 Cecil Powell recibieron el Premio Nobel de Física.

Quarks

En 1964 Murray Gell-Mann y George Zweig propusieron la existencia de tres tipos de partículas que formaban los hadrones (mesones y bariones) de los protones y neutrones. A estas partículas se llamó "arriba", "abajo" y "extraño". En 1974 se descubrió otro tipo de Quark, denominado "charm" o encanto. En 1977 se descubrió el quinto quark, denominado "top" (superior), en 1995 se anunció el descubrimiento del último quark (por ahora): "bottom" (inferior o de lo profundo).

Los Quarks tienen fracciones de la carga del electrón o del protón, específicamente $1/3 e^-$ o $2/3 e^+$.

De los seis quarks conocidos, tres tienen carga $2/3 e^+$ (up, charm y top) y tres tienen carga $1/3 e^-$ (down, strange y bottom).

Partículas Elementales y Fuerzas

Generaciones de fermiones			
	I	II	III
masa	3 MeV	1.24 GeV	172.5 GeV
carga	$\frac{2}{3}$	$\frac{2}{3}$	$\frac{2}{3}$
spin	$\frac{1}{2}$	$\frac{1}{2}$	$\frac{1}{2}$
nombre	u	c	t
	up	charm	top
Quarks	6 MeV	95 MeV	4.2 GeV
	$-\frac{1}{3}$	$-\frac{1}{3}$	$-\frac{1}{3}$
	$\frac{1}{2}$	$\frac{1}{2}$	$\frac{1}{2}$
	d	s	b
	down	strange	bottom
Leptones	<2 eV	<0.19 MeV	<18.2 MeV
	0	0	0
	$\frac{1}{2}$	$\frac{1}{2}$	$\frac{1}{2}$
	ν_e	ν_μ	ν_τ
	electron neutrino	muon neutrino	tau neutrino
Bosones (Fuerzas)	0.511 MeV	106 MeV	1.78 GeV
	-1	-1	-1
	$\frac{1}{2}$	$\frac{1}{2}$	$\frac{1}{2}$
	e	μ	T
	electron	muon	tau
			90.2 GeV
			0
			1
			Z ⁰
			fuera débil

16-3. Agrupamiento de las partículas elementales y fuerzas. El sexteto más oscuro de arriba a la izquierda agrupa a los quarks. El sexteto más claro de abajo agrupa a los leptones. La columna de la derecha contiene las fuerzas. Los datos incluidos en este cuadro van más allá de los propósitos de este libro, por lo cual no profundizamos en ellos, pero es un trabajo muy interesante cuyos autores han cedido al dominio público.

Los bariones están compuestos de tres quarks, sin antiquarks:

Protón: dos quarks "up" ($\frac{2}{3} + \frac{2}{3} = \frac{4}{3}$) y un quark "down" ($-\frac{1}{3}$), siendo la carga resultante $\frac{4}{3} - \frac{1}{3} = +1$.

Neutrón: un quark "up" ($\frac{2}{3}$) y dos quarks "down" ($-\frac{1}{3}$ cada uno), siendo la carga resultante $\frac{2}{3} - \frac{1}{3} - \frac{1}{3} = 0$.

Los mesones se componen de un solo quark y su antipartícula.

FUERZAS NUCLEARES

Fuerza nuclear fuerte. Es la fuerza con que interactúan los hadrones. Es de atracción, impide que los protones del núcleo sufran repulsión. También actúa sobre los neutrones, pues éstos contienen hadrones. Es independiente de la carga, es decir la fuerza es la misma entre dos neutrones, dos protones, o entre un protón y un neutrón. Su alcance es corto, igual a un

fentometro (10^{-15} m). Los electrones no son afectados en absoluto por esta fuerza. Sus portadores son los gluones y los mesones.

Fuerza electromagnética: es la centésima parte de la fuerza fuerte y es importante en la estructura, interacciones y desintegraciones del núcleo. El portador de la fuerza electromagnética es el fotón.

En 1935 Yukawa propuso que, de la misma forma que dos átomos establecen enlace covalente compartiendo electrones, las partículas cargadas interactúan compartiendo un fotón.

Fuerza nuclear débil: es 10.000.000 de veces más débil que la fuerza fuerte entre partículas nucleares. Su alcance es mayor ya que llega hasta la corteza electrónica. Sus portadores son los bosones W y Z.

Fuerza gravitatoria: es apenas 10^{-38} de la fuerza fuerte entre partículas intranucleares, pero su importancia reside en el hecho de que aunque disminuya con la distancia su alcance es infinito.

ISÓTOPOS

EL ISÓTOPO DE UN ELEMENTO ES UNA VARIEDAD DE LA MISMA ESPECIE ATÓMICA QUE TENIENDO EL MISMO NÚMERO ATÓMICO DIFIERE DE AQUEL EN SU NÚMERO DE MASA. Como son de la misma especie atómica los isótopos de un elemento tienen las mismas propiedades químicas que éste. Difieren en su peso atómico. La diferencia en el número de masa se debe a la cantidad de neutrones.

El ejemplo más sencillo de isótopos lo tenemos en el Hidrógeno y el Deuterio. El hidrógeno tiene número atómico 1 porque posee un solo protón y necesariamente la misma cantidad de electrones; su peso atómico también es 1, ya que posee un solo protón en el núcleo y ninguna otra partícula de masa apreciable. El Deuterio es lo mismo con el agregado de un

neutrón, de manera que su número atómico es 1 pero su número de masa es 2, ya que en el núcleo existen dos partículas con masa (un protón y un neutrón). La presencia del isótopo Deuterio entre los átomos de Hidrógeno (milésimas del total) hace que el peso atómico del hidrógeno sea 1,008, o sea que los isótopos son los causantes de los pesos atómicos fraccionarios.

Otro ejemplo es el del Calcio⁴⁰ y el Calcio⁴⁵. Este último tiene 5 neutrones más que el Calcio⁴⁰.

Nucleido

Es una especie atómica caracterizada por un número de masa, un número atómico y un estado energético. En otras palabras cada nucleido representa una forma particular de una especie atómica. Un nucleido suele indicarse por el símbolo, el número de masa arriba a la izquierda del símbolo, y el número atómico abajo a la izquierda, por ejemplo: $^{14}_6\text{C}$ define al isótopo del carbono de masa 14, comúnmente llamado "carbono 14". Existen varias otras formas de representar un nucleido, la más lógica de ellas es omitiendo el número atómico: naturalmente si se trata de carbono su número atómico solamente puede ser 6, de manera que tal simbología es una redundancia, por lo cual se acostumbra representar ^{14}C . Es también muy común expresar como C^{14} , esto es, con el número de masa a la derecha y omitiendo el número atómico.

RADIOACTIVIDAD

La radioactividad es la capacidad que presentan ciertos núcleos de emitir espontáneamente alguna forma de energía que se propaga.

Se define como radiación a la energía que se propaga proveniente de una fuente.

Los isótopos radioactivos son los que tienen un exceso de neutrones o protones en el núcleo, lo cual crea un desequilibrio energético que origina una redistribución de las partículas buscando la relación protón-neutrón que traiga estabilidad. Se produce así una transmutación espontánea, que por desintegraciones sucesivas lleva a la transformación en una especie atómica estable. La mayoría los elementos que presentan radioactividad natural transmutan en plomo, elemento estable de número atómico 82. Los átomos radioactivos que ya tienen un número atómico menor que 82 decaen hasta el siguiente número atómico estable. Los demás números atómicos estables son 50, 28, 20, 8 y 2. El 126 también es estable.

TIPOS DE EMISIÓN RADIOACTIVA

Las radiaciones pueden ser corpusculares (de existencia material, con masa) como las radiaciones alfa, beta positivos, beta negativos y neutrones, o radiaciones constituidas por ondas electromagnéticas, como los rayos X y Gamma.

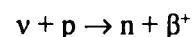
Desintegración alfa

Las partículas alfa son núcleos de helio, es decir están constituidos por dos protones y dos neutrones. Su masa es entonces 4. Son muy ionizantes, por portar dos cargas positivas, pero son fácilmente absorbidos por la mayoría de los cuerpos. Se desplazan con la décima parte de la velocidad de la luz. La emisión alfa no implica transformaciones de partículas.

Desintegración beta

La transformación de un protón en un neutrón causa la emisión de una partícula beta positiva, llamada también positrón, que se produce en ese momento ya que supuestamente se encontraba unido al neutrón confiriéndole carga positiva para formar el protón. La partícula

beta (+) tiene la misma masa que el electrón pero con carga positiva. Al mismo tiempo se produciría una partícula de existencia teóricamente previsible que no produce ninguna interacción, el neutrino (representado por ν = letra griega nu), cuya masa sería 1/20 de la masa del electrón. En este caso el protón se convierte en: neutrón + partícula beta positiva + *neutrino*. Este hecho se representa convencionalmente así:



En 1987 se captaron los primeros neutrinos, procedentes de la explosión de una supernova en la nebulosa de Magallanes; como se captaron en el hemisferio norte (Japón) se afirma que estas partículas atravesaron la tierra.

A la inversa, la transformación de un neutrón en protón causa la emisión de una partícula beta-negativa; esta es una partícula con las características (masa y carga) del electrón que se produce en el momento de la desintegración: la energía excedente convierte al neutrón en protón + partícula beta negativa + *antineutrino*.

$\nu + n \rightarrow p + \beta^-$ (el símbolo del antineutrino es el mismo que el del neutrino con una cejilla sobre la ν).

El antineutrino es una partícula unida al electrón nuclear, este electrón es la partícula beta (-) que al emitirse deja al neutrón con carga positiva. La diferencia entre neutrinos y antineutrinos es el sentido de su spin (rotación).

Las partículas beta negativas son esencialmente electrones provenientes del núcleo. Su poder ionizante es menor que el de las partículas alfa, pero su poder de penetración es mayor. Su velocidad alcanza el 99% de la velocidad de la luz. Las partículas beta-positivas son positrones o electrones positivos, partículas de existencia breve originadas por la acción de rayos gamma sobre el núcleo. También puede transformarse un protón en neutrón por la captura de un electrón de la corteza electrónica de la capa K (captura K, sin emisión de partículas).

Emisión de neutrones

La emisión de un neutrón ocasiona la disminución del número de masa en uno, convirtiéndose el átomo en un isótopo (otro nucleido de la misma especie atómica). Por ejemplo, el Kriptón 87 (Kr^{87}) al emitir un neutrón se convierte en su isótopo Kr^{86} .

Emisión gamma

Simultáneamente con la emisión de partículas se producen las radiaciones Gamma y X. La diferencia entre ambas es su longitud de onda y su origen: los rayos gamma siempre provienen del núcleo; los rayos X provienen de la interacción de radiaciones con los electrones orbitales. Su poder de penetración es muy grande, pero tienen escaso poder ionizante, ya que carecen de carga eléctrica. Todas las ondas electromagnéticas se desplazan con la velocidad de la luz.

Existe una relación inversa entre el poder ionizante y el poder de penetración:

PROPIEDAD	Alfa	Beta	Gamma
Poder ionizante relativo	10.000	100	1
Poder de penetración	1	100	10.000

REGLAS DE SODDY (o Leyes de Fajans y Soddy)

—La emisión de una partícula alfa determina una disminución de 2 en número atómico y 4 en masa.

—La emisión de una partícula beta negativa determina un avance de un lugar en la tabla periódica, pues significa la creación de un protón. La emisión de una partícula beta-positiva causa la desaparición de un protón, por lo tanto el número atómico disminuye en una unidad.

—La emisión Gamma y X no afectan al número atómico ni al peso atómico.

SERIES RADIOACTIVAS

Los núcleos radioactivos se dividen en dos tipos:

- núcleos inestables naturales;
- núcleos inestables producidos en laboratorios y reactores nucleares.

Las series radioactivas son una sucesión de transformaciones desde un isótopo inicial hasta un producto final estable (fig. 16-4). Existen tres series radioactivas naturales, en todas ellas el producto final estable es el plomo.

La serie artificial es la del neptunio.

SERIE	ISÓTOPO INICIAL	PER. SEMIDES (AÑOS)	PRODUCTO FINAL
Uranio	U^{238}	$4,47 \cdot 10^9$	Plomo
Actinio	U^{235}	$7 \cdot 10^8$	Plomo
Thorio	Th^{232}	$1,41 \cdot 10^{10}$	Plomo
Neptunio	Np^{237}	$2,14 \cdot 10^6$	Bismuto 209

ACTIVIDAD

La unidad en el Standard Internacional es el becquerel, que equivale a una desintegración por segundo. Se utiliza también el Curie (Ci), que es la actividad de una cantidad de un radioelemento que se desintegra $3,7 \times 10^{10}$ veces por segundo (37 mil millones de veces por segundo), que corresponde a la actividad de un gramo de radio. Actividad específica: Curies por gramo.

PERÍODO DE SEMIDESINTEGRACIÓN (τ = letra griega tau)

Es el tiempo que debe transcurrir para que el número de átomos enteros de un elemento radioactivo se reduzca a la mitad. Por ejemplo, el período de semidesintegración del Radio es de 1.600 años, al cabo de los cuales la mitad de sus átomos se habrán convertido en Radón y la mitad aún no se habrán desintegrado. Después de 1τ la actividad también se ha reducido a la mitad. El período de cada elemento radioactivo

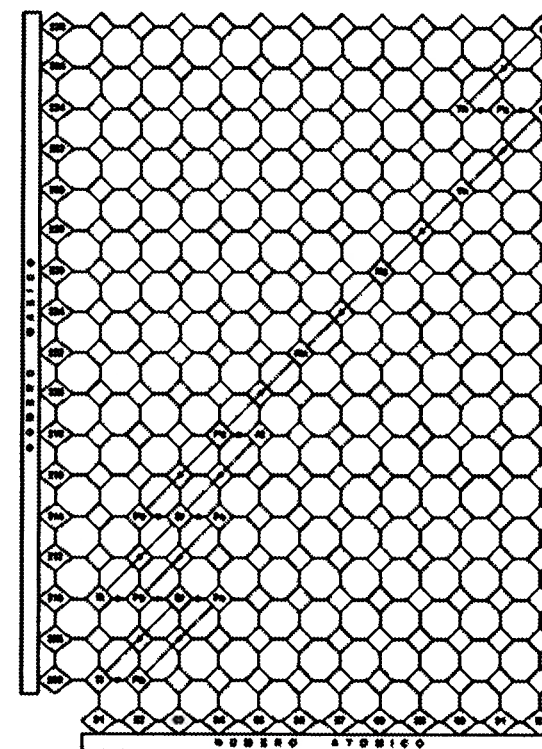


Fig. 16-4. Serie del uranio. El átomo ubicado en el ángulo superior derecho, al emitir una partícula alfa, disminuye su número atómico en dos (se mueve a la izquierda) y su número en masa en 4. Una desintegración beta negativa aumenta su número atómico en uno (se mueve a la derecha) pero no afecta a su número de masa. Los isótopos que se van formando se observan en la misma línea vertical.

es constante e igual al cociente de dos valores: uno constante que es la cifra 0,693 que es el logaritmo neperiano de 2 (no decimal sino de base e), y otro variable para cada elemento, que es la constante de desintegración (λ = letra griega lambda). O sea:

$$\tau = \frac{0,693}{\lambda}$$

El período de semidesintegración de un radionucleido en particular puede ser corto como el del C^{11} , que es de 20 minutos, o tan largo como el del C^{14} (5730 años) o del uranio²³⁸, que es igual a $4,5 \cdot 10^9$ años.

Período de semidesintegración de otros nucleidos radioactivos:

- $\text{K}^{42} = 12,4 \text{ Hs.}$
- $\text{P}^{32} = 14,3 \text{ días}$
- $\text{Na}^{22} = 2,6 \text{ años}$

VIDA MEDIA (θ = letra griega THETA)

Es la inversa de la constante de desintegración de una sustancia radioactiva. Representa el promedio de las vidas de todos los átomos que se van desintegrando hasta no quedar ninguno. Este parámetro no tiene aplicación, incluso cuando se utiliza la frase vida media nos referimos solamente al período de semidesintegración (para abreviar).

Cada vez que se conozca una interacción o desintegración asimétrica o violadora de algún principio de conservación probablemente se postulará la existencia de una nueva partícula que la explique, pero hasta 2012 no se han descubierto (en realidad propuesto) nuevos quarks, sobre los cuales el estado actual de conocimientos se resume en esta frase: "tres quarks en seis colores".

INTERACCIONES DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA

Es importante conocer las formas de interacción entre la radiación y la materia, pues en ellas se basan:

- El funcionamiento de los detectores.
- Las medidas de seguridad correspondientes (protección radiológica).
- Técnicas de aplicación de los radioisótopos.

INTERACCIONES DE RADIACIONES CORPUSCULARES CON LA MATERIA

La interacción de las radiaciones corpusculares no sólo se refiere al choque en sí, sino también a los intercambios de energía, masa y carga. Las interacciones pueden ser:

ELÁSTICAS

En esta clase de interacción se conserva la energía cinética total del sistema ($E_{ti} = E_{tf}$).

INELÁSTICAS

En estas interacciones la energía cinética del sistema no se conserva.

Ambos tipos de interacciones pueden ocurrir con el núcleo y con los electrones orbitales, pero las interacciones elásticas con los electrones difícilmente ocurren, se necesita que la energía de la partícula sea inferior a 100 ev.

ALCANCE DE UNA PARTÍCULA

Puede definirse como "el espesor mínimo de un determinado material necesario para detener totalmente el recorrido de una partícula". En otras palabras es la distancia que una partícula recorre a través de un determinado material antes de detenerse. El alcance se expresa en cm. o sus múltiplos, o en mg / cm² cuando se multiplica por la densidad del material. Esta última unidad es más apropiada por ser independiente del material.

El recorrido de las partículas alfa es casi lineal, en cambio el recorrido de las partículas beta, de menor masa, al ser más desviadas, es zigzagueante.

INTERACCIÓN DE LAS PARTÍCULAS ALFA

Excitación e ionización

Cuando atraviesan materiales, las partículas alfa pueden interactuar con los electrones de los átomos del material. Si la partícula alfa, con doble carga positiva, no pasa suficientemente cerca, no puede arrancar al electrón y solamente lo atrae hacia capas orbitarias más externas, de mayor nivel energético, poniendo al átomo en lo que se denomina **estado excitado**. Dicho

electrón luego se "desexcita" emitiendo una radiación electromagnética.

Si la partícula alfa pasa suficientemente cerca, su fuerza arranca el electrón y se produce **ionización**. Este fenómeno se da más con las partículas alfa pues estas tienen mayor masa, su velocidad es menor, y tienen doble carga.

En estas interacciones la partícula alfa casi no se desvía de su trayectoria, debido a la gran cantidad de movimiento (producto de velocidad por masa), pero pierde parte de su energía. La partícula alfa tiene poca velocidad pero como tiene gran masa resulta una gran cantidad de movimiento.

Poder ionizante de una partícula o ionización específica

Es el número de pares iónicos que se producen por unidad de longitud de material recorrido. Generalmente se expresa en **pares de iones por milímetro de trayecto recorrido**.

A medida que una partícula atraviesa el material, el medio absorbe su energía, frenándose. Cuanto más disminuye su velocidad tiene mayor probabilidad de interactuar. Las partículas beta (-) al frenarse pasan a formar parte del material, en cambio las partículas beta (+) al frenarse no pueden subsistir, al encontrarse con electrones del material se aniquilan formándose dos fotones de 0,511 Mev que son emitidos en sentido opuesto. Su masa entonces desaparece transformándose en energía.

Cuando se frenan las partículas alfa toman dos electrones del medio formándose átomos de He.

La probabilidad de producir ionización por separación de un electrón depende:

- a) de la carga eléctrica de la partícula;
- b) del tiempo que la partícula se encuentra en las cercanías del electrón, por este motivo **el poder ionizante guarda relación inversa con la velocidad**.

INTERACCIÓN DE LAS PARTÍCULAS BETA

Radiaciones de frenado

Cuando una partícula beta (positiva o negativa) o cualquier partícula de energía cinética elevada se acerca al núcleo pierde energía cinética en forma de ondas electromagnéticas. Estas constituyen las "radiaciones de frenado" o rayos X generales, de gran poder de penetración. La energía de la radiación electromagnética está determinada por:

$$E = h \cdot f$$

h = constante de Planck f = frecuencia

La radiación de frenado es altamente probable como resultado de la interacción de partículas beta con materiales de número atómico alto; es poco probable para las radiaciones alfa. Por lo expuesto se deduce que no es recomendable blindar fuentes de radiación beta con material de alto número atómico, por ejemplo plomo. Si se blindo una muestra de P³² (que emite radiaciones de 1,7 mev de energía como máximo) con plomo, éste emitiría rayos X, por eso se blindo con madera o plástico.

Ionización

También puede ser producida por partículas beta ya sea positivas como negativas.

Algunas interacciones están vinculadas a la carga de la partícula:

PARTÍCULAS BETA (-)

Retrodispersión

Cuando una partícula b (-) se acerca al núcleo es atraída por éste, pero también puede cambiar su dirección. Este fenómeno, denominado retrodispersión de Rutherford, se da con mayor probabilidad cuando la energía cinética de las partículas es alta, porque tienen que atra-

vesar la densidad de electrones; también se da con mayor probabilidad cuanto más alto sea el número atómico del elemento. Para partículas alfa este fenómeno es de poca ocurrencia.

La retrodispersión puede observarse mediante un detector, una fuente radioactiva y un soporte con cuyo material la radiación interactúa. El detector captará las radiaciones que entren en un ángulo sólido: a las que llegan en forma directa se suman las provenientes de la retrodispersión. Cuanto mayor sea el espesor del soporte, la retrodispersión será mayor y la actividad medida también.

A medida que se aumenta el espesor la actividad medida es mayor, hasta que la curva se convierte en meseta; esto se debe a que con un determinado espesor la radiación es absorbida por el material del soporte.

PARTÍCULAS BETA (+)

Repulsión

Cuando una partícula β (+) pasa cerca del núcleo sufre una repulsión perdiendo parte de su energía cinética, cambiando su trayectoria con un ángulo mayor de 90° .

Aniquilación

Otra interacción posible de las partículas beta (+) o positrones con los electrones del medio que atraviesan es la aniquilación de la partícula convirtiéndose su masa y su energía en dos rayos gamma de 511 Kev de energía; ambos rayos gamma salen disparados en direcciones exactamente opuestas. Esta clase de interacción es poco probable cuando el positrón conserva mucha energía, pues en este caso produce ionización y radiaciones de frenado. (Todos los tipos de emisión radioactiva pueden producir ionización).

INTERACCIÓN DE LOS NEUTRONES

Los neutrones pueden atravesar un átomo sin interactuar con él, debido a la ausencia de carga eléctrica, a menos que, eventualmente, choque con el núcleo. De ser así, las interacciones previstas son:

Colisión elástica

En este caso debe considerarse como la colisión de dos partículas de igual masa, transfiriéndose al núcleo una fracción variable de la energía del neutrón incidente. La consecuencia puede ser la expulsión de un neutrón que sale disparado pudiendo repetir la misma interacción con otro átomo. Después de interactuar, o incluso sin haberlo hecho, el neutrón sigue perdiendo su energía hasta llegar al estado térmico (donde su energía es solamente su agitación térmica).

Captura radioactiva

El neutrón térmico se incorpora al núcleo, de manera que el nucleido aumenta su número de masa pero sigue perteneciendo a la misma especie atómica. La energía excedente se desprende en forma de radiaciones gamma.

Transmutación

Esta interacción es propia de los neutrones rápidos, con energías de por lo menos 10 Mev. En una transmutación el nucleido pasa a pertenecer a otra especie atómica porque hay desprendimiento de partículas. Por ejemplo, el impacto del neutrón puede hacer que un protón se desintegre en neutrón + β^+ , disminuyendo su número atómico en 1.

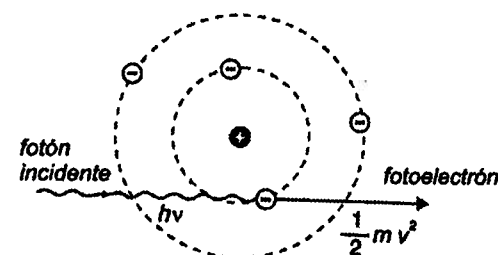


Fig. 16-5. Efecto fotoeléctrico. La energía del fotón incidente expulsa un electrón. Esto obviamente causa la ionización del átomo.

INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN ELECTROMAGNÉTICA CON LA MATERIA

Las radiaciones electromagnéticas interactúan con los electrones. La energía necesaria para alterar la configuración electrónica es de por lo menos 5 electrón-volt. Puede hacerlo, entonces, incluso la luz visible, pero estas ondas y otras de gran longitud de onda, como los rayos ultravioleta, afectan a los electrones exteriores y causan la emisión de ondas similares: Las radiaciones de menor longitud de onda (por ejemplo rayos X) pueden interactuar con los electrones de capas más profundas, dando origen a la emisión de rayos de la misma naturaleza.

Efecto fotoeléctrico

Este efecto se observa cuando el fotón incidente tiene suficiente energía para ello, consiste en el arrancamiento de un electrón del átomo que es disparado con cierta velocidad (fotoelectrón). La energía del fotón incidente

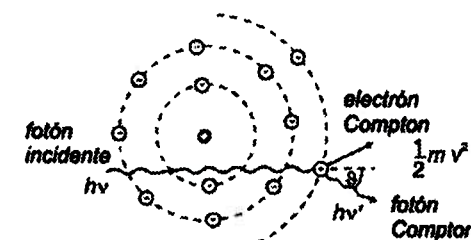


Fig. 15-6. Efecto Compton. Cuando la energía del fotón supera la necesaria para producirse un efecto fotoeléctrico, esta interacción ocurre y la energía remanente permanece en la forma de un fotón de menor energía.

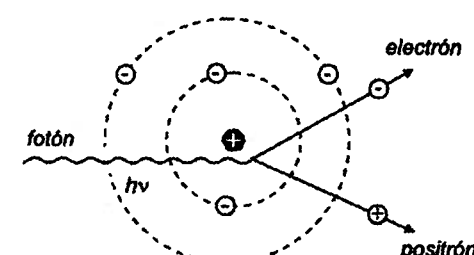


Fig. 16-7. Formación de pares. Este fenómeno requiere una determinada cantidad de energía del fotón incidente.

se divide en: la energía necesaria para arrancar el electrón del átomo, y la energía cinética conferida al fotoelectrón. Las radiaciones electromagnéticas de alta energía, desde la luz visible en adelante, pueden producir este fenómeno.

Efecto Compton

Cuando el fotón incidente tiene mayor energía que la necesaria para producir el efecto fotoeléctrico, la energía sobrante es emitida en forma de radiación electromagnética de longitud de onda mayor que el fotón incidente (la energía sobrante es menor que la energía incidente, de ahí la mayor longitud de onda). Obsérvese que el efecto Compton acompaña al efecto fotoeléctrico. La luz visible y los rayos UV no producen este fenómeno, reservado a los rayos X y gamma.

Formación de pares

Cuando el fotón pasa cerca del núcleo, su energía se convierte en un electrón y un positrón, más la energía cinética que eventualmente adquieran éstos. Aun cuando queden en reposo, como mínimo se necesitarán 1,02 Mev para la producción de un par iónico. Si la energía es mayor, el excedente proporciona energía cinética a los pares formados.

UNIDADES DE MEDIDA Y DE DOSIS DE LAS RADIACIONES

Una vez reconocida la capacidad de los rayos X de causar efectos nocivos sobre el organismo surgió la necesidad de establecer unidades de dosis de radiación. La primera unidad creada para el efecto, en 1928, fue denominada Roentgen.

El Roentgen es la unidad de medida de la cantidad de radiación ionizante X o Gamma en el aire. Un R es la cantidad de rayos X o gamma que ioniza un ml de aire (a 0° C. de temperatura y 760 mm hg. de presión atmosférica) produciendo 1 unidad electrostática de carga de cada signo.

Aclaración: la unidad electrostática de carga eléctrica (UESq) no es la carga de un electrón ni un Coulomb. Es una unidad pasada de moda, conocida también como statcoulomb, que es la cantidad de carga eléctrica que, a una distancia de 1 cm en el vacío, se atrae o repele con otra carga igual con una fuerza de una dyna. Experimentalmente se verificó que esto equivale a un exceso o un déficit de $2,08 \cdot 10^9$ electrones. Por lo tanto, un Roentgen produce, al ionizar un ml de aire, $2,08 \cdot 10^9$ pares de iones, es decir esa cantidad de iones de cada signo.

Otra definición del Roentgen en el cgs dice: es la cantidad de radiación electromagnética que provee 87 ergios por gramo de aire.

En unidades del Sistema Internacional las dimensiones adecuadas son Coulomb / Kg, de manera que el Roentgen queda actualmente definido como sigue:

Es la cantidad de radiación electromagnética que al ionizar el aire produce $2,58 \cdot 10^{-4}$ Coulomb / Kg. de aire seco.

Para comprender la correlación entre ambas formas de expresar la unidad Roentgen se debe recordar que 1 ml de aire es igual a 0,00129 g. y que un Coulomb equivale a $6,25 \cdot 10^{18}$ electrones.

Otra definición de Roentgen:

El Roentgen es una unidad de exposición y en un medio que es el aire. Se aplica a rayos gamma y rayos X.

El Rad (dosis absorbida de radiación) es la cantidad de energía absorbida por cualquier clase de tejido o sustancia por exposición a todo tipo de radiación. Un rad es la radiación que causa la absorción de 100 ergios de energía por gramo de tejido o material irradiado. La unidad de absorción en el SI es el Gray, siendo 1 Gray igual a 1 Joule / Kg. (1 Gray = 100 rad, por consiguiente 1 rad = 10^{-2} Gray).

Aplicado a radiaciones electromagnéticas y en el aire, un rad es igual a un roentgen, pero no se debe usar esta comparación como definición de rad ya que esta unidad tiene su razón de ser.

El Rem (radiación equivalente - hombre) es la cantidad de radiación expresada en equivalente en rads. Se basa en la observación de que algunos tipos de radiación, como los neutrones, pueden producir más efectos biológicos para una cantidad equivalente de energía absorbida (igual cantidad de radiación en rads). De este modo el rem es igual al rad multiplicado por un valor denominado hasta hace poco "factor calidad" (FQ) y que actualmente se denomina WR (Radiation Weighting Factor).

Factor calidad de diversos tipos de radiaciones

Rayos X y Gamma	1
Partículas beta	1
Neutrones "térmicos" o lentos (menos de 10 kev)	5
Neutrones rápidos y protones (10 a 100 kev)	10
Neutrones de 100 kev a 2 Mev	20
Partículas alfa	20

Para radiación X y Gamma el rem es igual al rad. En el Sistema Internacional el rem es

reemplazado por el Sievert (Sv), equivalente a 100 rem.

El rem y el Sievert son unidades biológicas, o de eficacia para producir efectos nocivos. Las instituciones normatizadoras expresan las dosis de exposición en Sievert o en mSv.

El Rep es el equivalente físico del roentgen: 1 rep es la cantidad de radiación corpuscular que libera en el agua o los tejidos la misma energía que un roentgen en la misma masa de aire. Es entonces un equivalente corpuscular para radiación electromagnética, ya que el Roentgen es para radiaciones X y Gamma. Es una unidad obsoleta, pensada inicialmente para las radiaciones beta.

El Rep tiene cierta similitud con el roentgen (unidad de exposición) y el rad (unidad de absorción), pero las cantidades de energía son ligeramente diferentes: 87 ergios para el roentgen, 93 ergios para el rep y 100 ergios para el

rad. Además, el rad se aplica a cualquier tipo de radiación (aunque preferentemente beta y gamma), el roentgen solamente a radiación electromagnética y el rep solamente a radiación corpuscular.

LECTURAS RECOMENDADAS

- Frumento, A.S. *Biofísica*. 3ª Edición. Mosby/Doyma, Madrid, 1995.
- Rontó, G., Tarján, I. *An Introduction to Biophysics with medical orientation*. 3ª Ed. Semmelweis Kiadó. Budapest, 1999.
- Resnick, R., Halliday, D., Krane, K. *Física*. 4ª Edición en español. Grupo Editorial Patria. México, 2007.
- Serway, R.S., Moses, C.J., Moyer, C.A. *Física Moderna*. 3ª Edición. International Thompson Editores. México, 2006.

*Efectos de las radiaciones ionizantes sobre el organismo**Efectos estocásticos. Efectos determinísticos**Sensibilidad de los tejidos a la radiación**Mecanismo de los efectos biológicos de las radiaciones**Enfermedad aguda por radiación. Forma crónica**Protección radiológica. Detectores***EFFECTOS BIOLÓGICOS
DE LAS RADIACIONES
IONIZANTES****CLASIFICACIÓN**

La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) desde su publicación 26, que data de 1977, clasifica los efectos de las radiaciones ionizantes sobre los seres vivos en efectos estocásticos y determinísticos.

EFFECTOS ESTOCÁSTICOS

Son aquellos que se presentan con las siguientes características:

- a) Se presentan al azar, sin relación con el grado de exposición del individuo afectado. Son fenómenos aleatorios o probabilísticos sin un umbral para que se presenten.
- b) Su gravedad o severidad es independiente de la dosis. Las formas clínicas de estos efectos no presentan una graduación de gravedad, es decir no hay una relación dosis-efecto.
- c) Una tercera característica no les es propia: es el hecho de que la frecuencia de estos

efectos aumenta con la exposición de la población y la probabilidad de que tengan lugar en un individuo determinado aumenta con la dosis de exposición.

Los efectos estocásticos se producen como resultado del daño a una sola célula o un pequeño número de ellas. Son estocásticos los efectos genéticos y cancerígenos.

Efectos genéticos

Para los efectos genéticos la acción de la radiación es sumativa, considerándose 5 REM en 30 años la cantidad que duplica la frecuencia de las mutaciones. La sumación más frecuente causa malformaciones, y dosis altas en corto tiempo causan muerte fetal y aborto. El riesgo estocástico total para efectos genéticos graves en las dos siguientes generaciones (por exposición de todo el cuerpo y para cualquier clase de efecto genético grave) se calcula que es de aproximadamente 4×10^{-5} / rad.

Efectos cancerígenos

Son efectos retardados o a largo plazo de las radiaciones. El factor de riesgo para la inducción de cáncer de mama durante la edad reproductiva es el mayor conocido y aún pro-

mediando el factor de riesgo en ambos sexos y a cualquier edad sigue siendo el tipo de cáncer con más alto factor de riesgo: $2,5 \times 10^{-5}$ / rad, quedando el orden decreciente de riesgo como sigue: leucemia y cáncer de pulmón 2×10^{-5} / rad; cáncer de tiroides y cáncer de hueso 5×10^{-6} / rad. El riesgo estocástico total para mortalidad atribuible a cualquier cáncer inducido por radiación, por exposición uniforme del cuerpo entero, es de $1,2 \times 10^{-4}$ / rad.

EFFECTOS DETERMINÍSTICOS (O NO ESTOCÁSTICOS)

Son aquellos efectos que dependen de la cantidad de células o tejido afectados. Su aparición reconoce un umbral, ya que se necesita una cierta cantidad de tejido dañado para que la lesión sea percibida o tenga una relevancia clínica, y cuanto mayor sea la dosis y la cantidad de tejido dañado mayor es la severidad. La frecuencia también es dependiente de la dosis.

En otras palabras, los efectos no estocásticos ocurren con seguridad si se alcanza una dosis suficiente, no son un fenómeno probabilístico. En una población de individuos se alcanza el umbral de severidad según la sensibilidad de los individuos.

Los efectos no estocásticos son la consecuencia de la sobreexposición externa o interna instantánea o prolongada sobre todo el cuerpo o parte del cuerpo. La sobreexposición de todo el cuerpo es un evento poco frecuente que puede ser letal.

Resumiendo, las características de los efectos no estocásticos o determinísticos son:

- Tienen un umbral, es decir, tienen lugar a partir de cierta dosis de exposición.
- La severidad aumenta con la dosis de exposición.
- La frecuencia en la población expuesta también aumenta con la dosis.

Obsérvese que en ambos tipos la frecuencia es influenciada por la dosis; la diferencia principal radica en la existencia o no de un umbral para la aparición de los efectos.

Se entiende como dosis umbral a la cantidad de radiación necesaria para provocar el efecto en el 1 al 5% de los individuos expuestos. En cambio, dosis de tolerancia indica la máxima cantidad de radiación que un tejido puede soportar sin desarrollar clínicamente un efecto determinístico.

Tanto los efectos estocásticos como los no estocásticos se pueden producir con distintos periodos de latencia. Así por ejemplo, podemos distinguir efectos tempranos (observados en semanas) y tardíos (observados en meses o años). Por ejemplo, un efecto estocástico es la inducción de cáncer, que se desarrollará durante meses o más hasta manifestarse o detectarse. Asimismo, un efecto no estocástico como la anemia en técnicos radiólogos se manifestará cuando la médula ósea haya perdido suficientes células madre hematopoyéticas.

OTRAS FORMAS DE CLASIFICAR LOS EFECTOS DE LAS RADIACIONES

Efectos directos e indirectos

También se puede considerar que los efectos de las radiaciones sobre los seres vivos pueden ser directos o indirectos. Los efectos directos se producen por la acción de la radiación sobre el ADN. Los efectos indirectos son consecuencia de la formación de radicales libres por acción de la radiación. Estos radicales libres provienen principalmente del agua de los tejidos y producen oxidación de estructuras celulares. Tanto los efectos directos como los indirectos pueden dar como resultado un efecto estocástico o determinístico. Los organismos internacionales que regulan la energía nuclear utilizan

la expresión "efectos directos e indirectos", pero nosotros creemos que es más apropiado hablar de "mecanismos directos e indirectos" por los cuales se producen los efectos.

Efectos somáticos, teratogénicos y genéticos

Son efectos somáticos los producidos sobre células adultas del individuo expuesto. No se transmiten a la descendencia. Los efectos genéticos se observan en el producto del individuo expuesto (su descendencia) y se deben a la acción de las radiaciones sobre células germinativas por exposición antes de la concepción. Los efectos teratogénicos se observan también en la descendencia del individuo expuesto pero debido a una exposición durante el desarrollo embrionario.

SENSIBILIDAD DE LOS TEJIDOS A LAS LESIONES POR RADIACIÓN

Se considera que la sensibilidad, en orden decreciente, es la siguiente: células linfáticas, gónadas, células proliferativas de la médula ósea, células epiteliales del intestino, epidermis, células hepáticas, epitelio de alveolos pulmonares y vías biliares, células epiteliales de los riñones, mesotelio (pleura y peritoneo), células nerviosas, células óseas, y finalmente músculo y tejido conectivo. Esta diferente sensibilidad se debe a la velocidad de turn-over (recambio) de las células.

Se puede notar que las células más sensibles son las menos diferenciadas, menos especializadas y con mayor actividad proliferativa. Una dosis de 1 Gray, suficiente para matar células proliferativas, no causa efecto sobre células no proliferativas.

La tasa de proliferación celular de un tejido está íntimamente vinculada a la expresión del daño por radiación. Por un lado se relaciona con el tiempo de muerte celular y por ende

con el tiempo post-radiación en que el efecto se evidencia clínicamente. Por otra parte, la proliferación celular es uno de los mecanismos por el cual el tejido se recupera.

La radiación altera la cinética de proliferación celular de una población, y la cinética celular influencia la respuesta del tejido. Son entonces importantes las interacciones en la reacción a irradiaciones únicas o fraccionadas.

Para la mayoría de las células somáticas la expresión del daño se demora hasta que la célula intenta la mitosis. Después de 10 Gy el efecto ocurre dentro de las 12 horas en el intestino, en 4-5 días en la piel, y en algunas semanas en tejidos con lenta renovación, como hígado y riñón.

Muerte celular

Para células diferenciadas que no proliferan (como las células nerviosas), la muerte celular puede ser definida como la pérdida de una función específica. Para las células proliferantes (como las células hematopoyéticas) la muerte celular es la pérdida sostenida de la capacidad de reproducción.

Para destruir células diferenciadas no proliferantes se necesita una dosis de decenas de miles de Gy; para destruir células proliferantes son suficientes dosis de 1 - 2 Gy.

Ley básica de la radiosensibilidad

Creada por Bergonie y Tribondeau en 1906, establece que la vulnerabilidad a los efectos biológicos es directamente proporcional al índice mitótico e inversamente proporcional al grado de diferenciación. En otras palabras, la radiosensibilidad es mayor en las células altamente proliferativas e indiferenciadas.

Los tejidos más radiosensibles son: médula ósea, bazo, ganglios linfáticos, timo, cristalino y linfocitos. El epitelio intestinal se encuentra entre este grupo y el siguiente.

Son medianamente radiosensibles: piel, hígado, corazón, pulmones, riñones.

Presentan baja radiosensibilidad: músculos, huesos y sistema nervioso.

Obsérvese que la alta radiosensibilidad atribuida a los linfocitos constituye una excepción a la ley de la RS, ya que viven mucho tiempo y son altamente diferenciados.

MECANISMO DE LOS EFECTOS BIOLÓGICOS DE LAS RADIACIONES

El principal mecanismo es la ionización de los átomos produciendo mutaciones en los genes y fracturas en las cadenas de DNA. La energía de la radiación incidente puede romper enlaces en las cadenas del DNA.

El daño resultante depende de que la ruptura ocurra en una sola o ambas cuerdas de la doble hélice de ADN, y del éxito o fracaso del sistema enzimático de reparación del ADN. Cuando se rompe una sola cuerda la reparación puede tomar sólo unos minutos. En efecto, las bases dañadas pueden ser reconstituidas enzimáticamente, pues queda la base de la otra cadena que sirve como referencia para el reemplazo correcto de los grupos químicos correspondientes.

Cuando la radiación daña ambas cuerdas se pierden las dos bases complementarias entre sí, no existe una matriz y la reparación es defectuosa pues no se puede saber cuál es la base que corresponde, entonces se produce la mutación. La mutación implica la pérdida de genes, y la eliminación de genes supresores de oncogenes permite la aparición del cáncer.

Las ionizaciones simultáneas y cercanas suelen ser producidas por un solo trazo de partícula incidente. Las partículas alfa tienen mayor eficiencia por unidad de energía absorbida; en su corto alcance dentro de los tejidos un solo trazo origina ionizaciones muy próximas entre sí.

Cuando la doble ionización se encuentra a distancia mayor que la existente entre dos cuer-

das se debe a dos trazos de radiación distintos, simultáneos o con un intervalo muy corto de tiempo. Esto ocurre con las radiaciones electromagnéticas X o gamma, muy penetrantes.

El depósito de energía sobre las células puede producir su muerte antes de dividirse, o después de dividirse unas pocas veces. La célula también puede sobrevivir y dividirse, en estos casos puede transmitir a las células hijas las anormalidades causadas por la radiación.

Además de la ionización, otros mecanismos son la producción de radicales libres, la desnaturalización de proteínas, cambios en las propiedades químicas de las moléculas, calor, etc.

Tanto los mecanismos directos como los indirectos pueden dar como resultado efectos estocásticos o determinísticos (fig. 17-1).

Todos los efectos de las radiaciones ionizantes son consecuencia del depósito o absorción de energía portada por la radiación. Este proceso se denomina **deposición**.

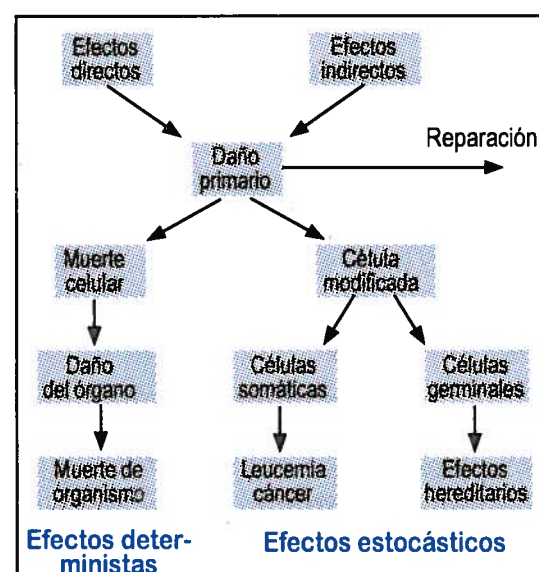


Fig. 17-1. Esquema que muestra cómo los mecanismos directos e indirectos pueden dar lugar a efectos tanto estocásticos como determinísticos (Material de difusión de la Agencia Internacional de Energía Atómica).

Poder de penetración

Además de la dosis, la frecuencia de exposiciones, la superficie expuesta, el tipo de efecto depende del poder de penetración de las radiaciones: los rayos X blandos, alfa y beta producen lesiones en la piel, especialmente quemaduras; la radiación más penetrante (gamma, rayos X duros, neutrones), causan lesiones genéticas, cancerígenas, trastornos hematológicos, digestivos, entre los principales efectos. Las radiaciones poco penetrantes pueden ingresar dentro del organismo por medio de los alimentos, de esta manera pueden ejercer los mismos efectos que las radiaciones más penetrantes. Además, el poder ionizante de las partículas alfa es mayor.

DOSIS EN RADIOBIOLOGÍA

Antes de seguir conviene recordar las unidades de dosis oficiales.

Dosis de exposición: Se expresa en Roentgen, que es la medida de la cantidad de radiación electromagnética en el aire. 1 Roentgen = $2,58 \cdot 10^{-4}$ C / Kg de aire seco.

Dosis absorbida. Se expresa en Gray (Gy). 1 Gray = 1 Joule / Kg y equivale a 100 rads.

Dosis equivalente. Indica la capacidad de producir efecto biológico. La unidad es el Sievert (Sv). 1 Sievert = 100 Rem.

La tasa de dosis (Dose rate) es la dosis de radiación / unidad de tiempo. Con muy bajos índices de dosis como la radiación de background (dosis de radiación ambiental = alrededor de 0,1 rad / año), no se pueden detectar efectos, pero a medida que aumenta la dosis total, aumenta también la probabilidad de efectos mensurables. Básicamente, tales efectos mensurables se consideran de aparición segura con tasas de dosis mayores que 4 rads / minuto. Como regla, grandes dosis se relacionan con inmediatos efectos somáticos, mientras que bajas dosis tienen su importancia por sus potenciales efectos somáticos tardíos y a largo plazo.

Los efectos de la exposición de un individuo a la radiación son acumulativos.

El área corporal expuesta es también un factor muy importante. El cuerpo humano en su totalidad puede absorber probablemente hasta 200 rads sin efectos fatales; sin embargo, si la dosis para el cuerpo entero llega a 450 rads en poco tiempo la mortalidad es de aproximadamente 50% en 30 días, por lo cual ésta se denomina **dosis letal 50 en 30** ($DL_{50/30}$). Asimismo, una dosis total de más de 600 rads (6 Gray) recibida en el cuerpo entero en corto tiempo será casi seguramente fatal y es actualmente la dosis letal a secas.

Por el contrario, una dosis de miles de rads en total a lo largo de mucho tiempo puede ser tolerada por el organismo cuando es pequeño el volumen de tejido irradiado; se sabe que la severidad de los efectos biológicos guarda relación directa con la superficie expuesta. Por ejemplo, irradiando un tumor y protegiendo el resto del cuerpo, se suele administrar una dosis de 15, 30 o 60 Gray (en total) según la sensibilidad del órgano.

Respuesta celular a la irradiación fraccionada

Si se utiliza una exposición determinada para producir un daño subletal, por exposición fraccionada se necesita más dosis que en una sola exposición. Ello se debe a la reparación del daño subletal, la repoblación a partir de células sobrevivientes, el reordenamiento del ciclo celular y la reoxigenación de células hipóxicas.

El mecanismo de reparación del daño subletal utiliza la célula antes de dividirse; el proceso se completa en algunas horas y ha sido observado en la reparación de aberraciones cromáticas en testículos y médula ósea.

ENFERMEDAD AGUDA POR RADIACIÓN

Los efectos agudos de la radiación expresan la insuficiencia de determinados órganos o sistemas vitales para el organismo.

De acuerdo a la dosis en todo el cuerpo se pueden distinguir tres formas del síndrome agudo por radiación:

—Síndrome hematopoyético. Para dosis comprendidas entre 2 y 10 Gy.

—Síndrome gastrointestinal. Con dosis entre 10 y 50 Gy.

—Síndrome neurológico. Con dosis superiores a 50 Gy, eventualmente a partir de 30 Gy.

Síndrome hematopoyético

La absorción de menos de 1 Gy produce náuseas transitorias o ningún síntoma. Disminuye el número de linfocitos. Entre 200 y 400 rads (2–4 Gy) producen un síndrome hematopoyético moderado. Después de unos días de relativo bienestar, excepto las náuseas y vómitos que se observan 1-2 horas después de la exposición, los tejidos linfáticos y hematopoyéticos comienzan a atrofiarse, presentándose anemia y leucopenia, hemorragias y alta susceptibilidad a las infecciones. La máxima disminución de los leucocitos se observa a las tres semanas de la exposición. Con tratamiento adecuado todos los pacientes se recuperan. La absorción de 4 a 6 Gy produce un síndrome severo cuyo máximo efecto sobre la sangre se alcanza entre las 2 y 3 semanas. La mayoría de los pacientes puede recuperarse. 6 a 10 Gy producen un grado extremadamente severo. Aún con tratamiento adecuado pocos pacientes se recuperan. Más de 1.000 rads (10 Gy) producen la muerte en la gran mayoría de los individuos aun con tratamiento, y del 100% sin tratamiento.

Síndrome gastrointestinal

Puede presentarse con dosis de 4-5 Gy, pero generalmente requiere más de 10 Gy. Se caracteriza por náuseas, vómitos y diarrea, con deshidratación, hipovolemia, shock y eventualmente la muerte. Se debe a la necrosis del epitelio gastrointestinal con pérdida de plasma a la luz intestinal. Si el paciente sobrevive gracias a un buen tratamiento hasta la regeneración epitelial se presenta a continuación el síndrome hematopoyético.

Síndrome neurológico

Se produce con dosis extremadamente altas (más de 3.000 rads= 30 Gy) y es siempre fatal. Se caracteriza por náuseas y vómitos seguidos de un estado de postración, probablemente debido a inflamación cerebral, luego se presentan temblores y convulsiones y la muerte en pocas horas.

Evolución del síndrome agudo

Las diversas formas del síndrome agudo de irradiación evolucionan en 3 - 4 semanas en cuatro etapas:

- prodromal.
- de latencia.
- de estado (manifestaciones clínicas).
- de recuperación o muerte.

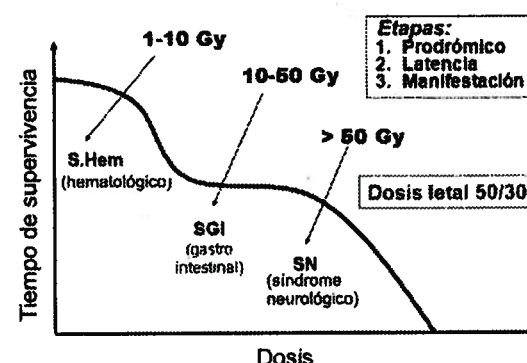


Fig. 17-2. Las tres formas del síndrome agudo por radiación. El grado de exposición se correlaciona con la gravedad de la forma y la supervivencia (Material de difusión de la Agencia Internacional de Energía Atómica).

La etapa prodromal es un conjunto de síntomas gastrointestinales (con bajas dosis) y neuromusculares (con altas dosis) que aparecen durante las primeras 48 horas post-exposición. Algunos distinguen una forma cardiovascular o toxémica con dosis entre 20 y 50 Gy.

La forma clínica que no tiene etapa prodromal ya que la muerte puede producirse en minutos se denomina síndrome hiperagudo (con exposiciones a 150 Gy o más).

FORMA CRÓNICA DE LA ENFERMEDAD POR RADIACIÓN

Se caracteriza por: pérdida de peso, esterilidad, envejecimiento prematuro, cataratas, aparición de tumores malignos (leucemia, cáncer de tiroides, piel, huesos, etc.). La radioinducción de neoplasias es el efecto tardío más importante.

Además de los efectos directos de la radiación, en caso de explosiones o accidentes nucleares interviene también la lluvia radioactiva o "fallout", precipitación de nuevas sustancias radioactivas, con la consiguiente contaminación de agua y alimentos. Las partículas alfa, de escaso poder de penetración, si ingresan al organismo por medio de los alimentos ejercen su alto poder ionizante.

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

El peligro potencial de las radiaciones aún no está bien claro. Mientras unos investigadores sostienen que no se observan efectos mensurables por debajo de una dosis umbral, otros sostienen que no existe ningún umbral y cualquier radiación es potencialmente peligrosa. Es nuestra obligación, como mínimo, exponer a los pacientes a la radiación por motivos diagnósticos y terapéuticos bien justificados, y cuidar el aspecto de la exposición laboral.

En esencia, los principios de la protección radiológica son los siguientes:

a- Justificación. No debe realizarse ningún procedimiento que implique la exposición del hombre a la radiación a menos que produzca un beneficio neto. La justificación o no debe ser evaluada por el paciente, en base a la expectativa de beneficio.

b- Optimización. Es la reducción al mínimo de la exposición de los tejidos adyacentes al órgano a tratar, por medio de planificación de la incidencia, modelos simulados antes del procedimiento, uso de accesorios, etc. Todas las exposiciones deben mantenerse tan bajas como sea razonablemente posible.

c- Limitación de dosis. Este es un criterio respecto a la dosis individual del personal ocupacionalmente expuesto. No es relevante para los pacientes, quienes reciben dosis predeterminadas para cada órgano, edad, etc., y su reducción puede ser más perjudicial que benéfica. Este ítem se basa a su vez en tres componentes: tiempo, distancia y blindaje, que solamente son aplicables para la irradiación externa.

El factor distancia se rige por la *ley del cuadrado inverso de la distancia*. Significa que al aumentar al doble la distancia de la fuente la exposición no se reduce a la mitad sino a la cuarta parte.

Estos principios están ratificados y reforzados con las recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica, con sede en Gran Bretaña y Secretaría Científica en Estocolmo, Suecia, en su publicación N° 105.

Exposición natural y artificial a radiación

La exposición a radiación de fuentes naturales para el promedio de la población mundial produce la absorción equivalente a una dosis efectiva de 2,4 mSv al año. La radiación proveniente de fuentes artificiales (radiodiagnóstico) equivale a 0,6 mSv adicionales, lo que da un total de 3 mSv por año para cada individuo. En

los países muy densamente poblados esta dosis aumenta varias veces más.

Ejemplos de exposición en radiología:

Radiografía de tórax:	0,1 mSv
Radiografía de extremidades:	0,01 mSv
Radiografía de esqueleto:	1,5 mSv
Tomografía (TAC) cabeza:	2 mSv
TAC abdomen y pelvis:	15 mSv

Actualmente el límite de exposición laboral (valor umbral límite) recomendado por la ACGIH (Conferencia Americana de Higiene Industrial Gubernamental) es de 50 mSv por año (5 Rem), o 20 mSv en promedio anual durante 5 años.

La exposición límite aceptable para el público es de 1 mSv al año.

CATEGORÍAS DE EXPOSICIÓN LABORAL

Se distinguen dos condiciones en que los trabajadores están expuestos a la radiación. En la condición A los individuos están expuestos potencialmente a más del 30% de los límites de dosis equivalente, lo cual requiere para ellos un control médico especial y una evaluación individual de la dosis equivalente. En la condición B se considera que los individuos no estarán expuestos a un 30% del límite de dosis equivalente, en este caso es suficiente el control de área para verificar las condiciones de trabajo, no se necesitan controles individuales.

DETECTORES DE RADIACIÓN

Son dispositivos fundamentales en la protección radiológica, que actúan como transductores transformando la energía radiante en otra más fácilmente registrable y mensurable. Según el mecanismo de transducción, los detectores se clasifican en:

A. Detectores por ionización: Gaseosos (cámara de ionización, contadores proporcionales y contadores Geiger-Müller) y semiconductores.

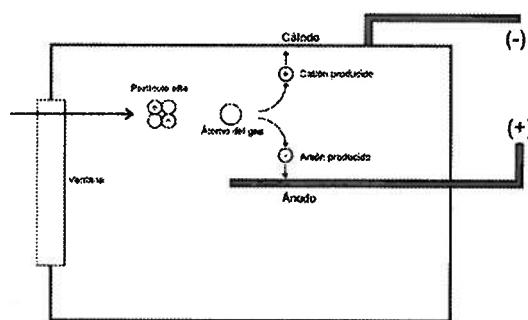


Fig. 17-3. Detector gaseoso.

B. Detectores por excitación: Inmediatos (de centelleo) y retardados (de película y termoluminiscentes).

DETECTORES POR IONIZACIÓN

Veamos algunas características de los detectores gaseosos (fig. 17-3):

Son compartimientos que contienen gas, limitados eléctricamente por dos electrodos entre los cuales se aplica una diferencia de potencial. El compartimiento suele ser un cilindro, y el gas Argón o Helio. El funcionamiento del detector gaseoso es el siguiente: la radiación se introduce en el detector a través de una ventana e ioniza el gas. Los iones producidos son recolectados por los electrodos, en mayor cantidad cuanto mayor sea la diferencia de potencial aplicada. El cátodo suele ser la pared del tubo o cilindro y el ánodo un filamento central o alambre. Se produce mayor cantidad de iones cuanto mayor es la energía de la radiación y su poder ionizante, por ello los detectores gaseosos son más eficaces para detectar las radiaciones corpusculares (más ionizantes).

Cámaras de ionización

Son la base de los detectores gaseosos. Consisten en dispositivos en los que el gas que contienen es ionizado por radiación (originalmente rayos X), los iones producidos son colectados por placas opuestas (cátodo y ánodo), de manera que se registra una corriente con un miliamperímetro. La intensidad de corriente aumenta

con el voltaje, hasta llegarse a una meseta al producirse la máxima ionización. Aumentado el voltaje se llega a un punto en el cual la producción de iones aumenta nuevamente, es la ionización secundaria causada por la energía cinética de los iones.

Contadores

Son tipos de cámaras de ionización que operan con un voltaje suficientemente alto para producir ionizaciones secundarias.

El *contador de Geiger-Müller* trabaja con una diferencia de potencial tan grande que cualquier partícula que se introduce en el tubo produce la ionización de todo el gas, sin importar su energía, de manera que los pulsos generados y luego registrados son de magnitud constante.

El número de partículas detectadas depende del tamaño del dispositivo colector, ya que por razones obvias no todas las partículas entran en el contador.

Contador proporcional. Éste opera con voltajes aún mayores, que confieren a los electrones una energía tal que producen ionizaciones secundarias, terciarias, etc., de manera que con mayores voltajes el número de pares producidos se irá multiplicando. Se diferencia del contador Geiger-Müller en que las ionizaciones secundarias son proporcionales a las ionizaciones primarias.

DETECTORES POR EXCITACIÓN

Detectores de centelleo: Se basan en la propiedad luminiscente de ciertos materiales (capacidad de emitir radiación electromagnética visible o ultravioleta después de absorber energía proveniente de radiaciones).

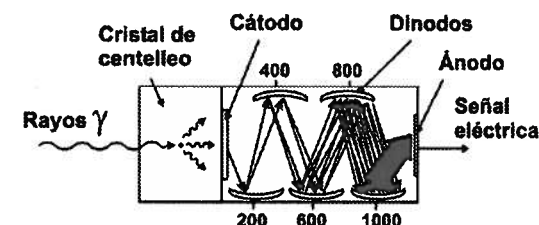


Fig. 17-4. Esquema de un detector de centelleo con los componentes citados en el texto.

Estas radiaciones visibles o UV son captadas por transductores denominados tubos fotomultiplicadores que convierten las señales luminosas en eléctricas, las cuales se registran y procesan. El material luminiscente (centelleador) más utilizado es el yoduro de sodio activado con Talio. El conjunto de centelleador y aparato fotomultiplicador constituye el Detector de Centelleo, instrumento ideal para detectar y cuantificar radiaciones Gamma.

Funcionamiento del detector de centelleo

Un rayo Gamma, al impactar con el centelleador, causa el efecto Compton; la radiación secundaria es recogida por el fotocátodo, que funciona como una célula fotoeléctrica y libera electrones; éstos pasan a un tubo fotomultiplicador; éste consiste en una serie secuencial de placas dispuestas como espejos (dinodos) que operan con voltajes crecientes; los fotones multiplicados, en cantidad proporcional a la cantidad de energía absorbida por el cristal, salen del tubo hacia un analizador de pulsos.

Como se ve, el efecto Compton es el fenómeno fundamental en el cristal de centelleo, mientras que el efecto fotoeléctrico permite al fotocátodo generar las señales para el registro y procesamiento.

Componentes de un detector de centelleo

- Cristal de centelleo
- Contacto óptico (suele ser una película de grasa)
- Fotocátodo
- Tubo fotomultiplicador y dinodos
- Ánodo
- Señal de salida

Detectores de película: consisten en una emulsión de cristales de sales de plata, como el bromuro de plata, que se van ionizando por efecto de la radiación. Solamente después del

revelado por un proceso de reducción se puede conocer la cantidad de iones formados, por ello este tipo de contador es retardado. Es muy utilizado por el personal ocupacionalmente expuesto. Se lleva una placa con la emulsión en un soporte de acetato de celulosa, que se cambia una vez al mes y se revela para conocer el grado de exposición.

Detectores termoluminiscentes

Contienen cristales de fluoruro de calcio o de litio, los cuales al ser irradiados presentan defectos o huecos en su estructura cristalina. Al calentarse los defectos se reparan y el cristal emite una luz cuya intensidad es proporcional a la energía absorbida durante la irradiación. Estos detectores son apropiados como dosímetros individuales de control en personal involucrado en procedimientos que implican radiaciones, o en pacientes que reciben radioterapia.

LECTURAS RECOMENDADAS

- Aurengo A., Petitclerc, T. *Biofísica*. 3ª Ed. Mc Graw Hill – Interamericana. Madrid, 2008.
- Bushong, S.C. *Manual de Radiología para Técnicos*. Elsevier. Barcelona, 2010.
- Del Cura Rodríguez, J.L. *Radiología Esencial*. Editorial Médica Panamericana. Madrid, 2010.
- ICRP Publication 105: *Radiological Protection in Medicine*. Annals of the ICRP. Vol 37 Issue 6; 2008.
- AIEA. *Protección Radiológica en Medicina Nuclear*. Material de difusión.
- Rontó, G., Tarján, I. *An Introduction to Biophysics with Medical Orientation*. 3ª Ed. Semmelweis Kiadó. Budapest, 1999.

18

Medicina Nuclear

Radioisótopos. Radiofármacos

Técnicas de medicina nuclear

Centelleografía

Tomografía por emisión de positrones

Radioterapia con acelerador lineal

Braquiterapia

RADIOISÓTOPOS EN MEDICINA NUCLEAR - RADIOFÁRMACOS

RADIODIAGNÓSTICO

Los isótopos radioactivos se usan con fines diagnósticos en forma de sustancias marcadas que reciben el nombre de **radiofármacos**. Estos consisten en una combinación de trazadores y marcadores. En ocasiones una misma sustancia cumple las dos funciones.

Un trazador debe tener propiedades biológicas específicas. La principal es la selectividad o especificidad para ciertos tejidos. Esto permitirá determinar diferencias de actividad de la sustancia marcada entre los tejidos estudiados y el resto del organismo. Para lograr suficiente especificidad se utiliza iodo radioactivo para que sea captado por la glándula tiroides, eritrocitos marcados con radioisótopos para marcar el bazo, coloides marcados que puedan ser fagocitados por ciertos tejidos, etc. Naturalmente, sería ideal que el trazador interactúe

únicamente con el órgano que es objeto de estudio, pero es suficiente con que haya marcada diferencia de actividad, como se dijo.

Un buen marcador debe reunir las siguientes condiciones:

–Emitir radiación gamma. Es muy importante que emita radiaciones suficientemente penetrantes pero que no posean tanta energía, pues atravesarían los blindajes. Esto se logra con rayos Gamma de 100 a 600 KeV (kiloelectrón-volt). Los rayos alfa, beta, o fotones de baja energía no lograrían salir del cuerpo humano y contribuirían innecesariamente a aumentar la dosis de radiación.

–Tener vida media corta.

Se utiliza generalmente el iodo 131 (vida media 8 días, emite radiaciones beta (-) y gamma). Otro radionúclido utilizado es el tecnecio 99, que emite solamente radiaciones gamma y su vida media es de 6 horas.

El trazador se encarga de distribuir al marcador por los tejidos deseados, a su vez el marcador emite señales que permiten conocer su distribución.

Los estudios de radiodiagnóstico se utilizan principalmente para estudios morfológicos y

funcionales de los órganos, incluyendo el flujo sanguíneo, y la permeabilidad de la placenta y la barrera hematoencefálica. También se utilizan para los estudios dinámicos como la farmacocinética: distribución de drogas, pasaje a diversos compartimientos, etc.

La medición del volumen de compartimientos corporales y la distribución de sustancias se estudia por el método denominado **dilución isotópica**: se administra una cantidad de sustancia radioactiva cuya actividad o frecuencia de conteo se mide previamente. Luego de extraer una muestra del organismo se vuelve a medir la actividad y se aplica la fórmula:

$$\text{volumen} = \frac{\text{actividad inicial}}{\text{actividad final}}$$

Captación de yodo 131: se administra de 2 a 50 microcuries por vía oral y se mide la radioactividad tiroidea 24 horas después. La captación normal es entre 40 y 60% de la dosis administrada.

Algunos radioisótopos utilizados, con su vida media y tipo de emisión radioactiva, son:

F 18: vida media 1,9 hora, emisión beta (-).

K 42: vida media 12,4 horas, emisión beta (-) y gamma.

I¹³¹: vida media 8 días emisión beta (-) y gamma.

P 32: vida media 14, 3 días, emisión beta (-).

Na 24: vida media 14,8 horas, emisión beta (-) y gamma.

Na²²: vida media 3 años, emisión beta (+) y gamma (se obtiene por bombardeo del Mg²⁴).

Cr51: vida media 28 días, emisión gamma.

Cs¹³⁷: vida media 37 años, emisión beta (-) y gamma. Se deposita especialmente en los músculos.

INSTRUMENTAL EN MEDICINA NUCLEAR

CENTELLEOGRAFÍA O GAMMAGRAFÍA

El registro de la actividad de la sustancia marcada (gammagrafía) es el más importante procedimiento de radiodiagnóstico y permite obtener datos sobre la estructura y función de un órgano.

La centelleografía puede practicarse con dos tipos de instrumental:

A-Equipos con cabezal móvil

Centelleógrafo lineal. Barre una zona del cuerpo siguiendo trayectorias paralelas, las radiaciones gamma emitidas por el cuerpo del paciente son captadas por el cristal de centelleo.

B-Equipos con cabezal fijo

Gammacámara tipo Anger. Informa de una vez la distribución de la actividad en la región estudiada. Para ello utiliza un cristal de centelleo de gran diámetro (20 a 40 cm.). Las señales son procesadas por un computador que determina la posición de las emisiones.

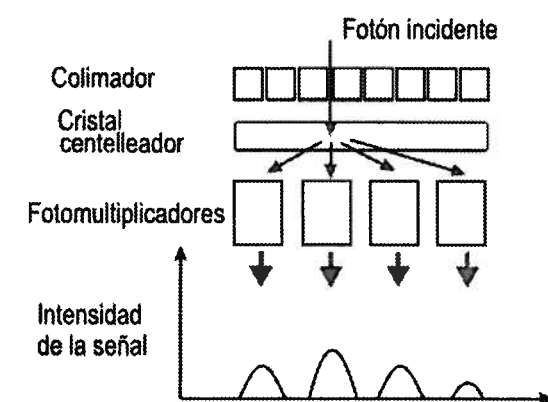


Fig. 18-1. Esquema del funcionamiento de un centelleógrafo. Por razones didácticas la posición de los elementos está invertida. Si representáramos al paciente que emite las radiaciones gamma estaría arriba, ya que de él provienen los fotones incidentes sobre el cristal centelleador.

ESTUDIO FUNCIONAL DE ÓRGANOS POR GAMMAGRAFÍA

La gammagrafía o centelleografía se utiliza para obtener información morfológica o funcional de un órgano. El fundamento es la introducción de un radiofármaco en el organismo del paciente y visualizar su distribución por medio de imágenes formadas digitalmente a partir de los rayos gamma emitidos por el radiofármaco.

La gammagrafía más conocida por el no especialista es la de la glándula tiroidea. En este caso el radiofármaco contenía clásicamente yodo 131, que tiene afinidad por la glándula tiroidea pero no es utilizado para la formación de las hormonas tiroideas, de modo que no altera la función del órgano. Actualmente se utiliza mucho el tecnecio 99 (su nombre viene de la palabra "técnico", denotando su origen artificial). La distribución mostrada por la gammagrafía puede dar imágenes de tejido no captante (nódulos fríos) o hipercaptantes (nódulos calientes) así como el patrón de captación (difusa o multinodular).

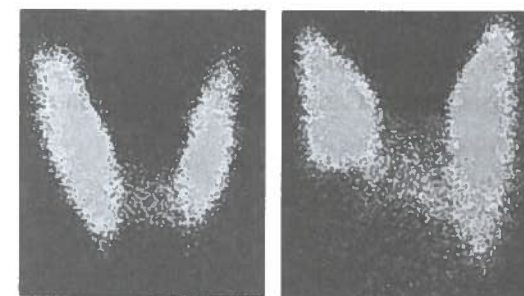


Fig. 18-2. Gammagrafía tiroidea. A la izquierda, la imagen normal que muestra dos lóbulos y un istmo que puede variar visibilidad. A la derecha, un nódulo frío en el polo inferior del lóbulo derecho.

Para el estudio del corazón ocurre lo mismo: el tecnecio 99 (Tc⁹⁹) va reemplazando al clásico radiofármaco que era el Talio (Tl²⁰¹). El estudio más importante es el de perfusión miocárdica, con la idea de sustituir a la prueba de esfuerzo clásica de ergometría. Se realizan dos capturas o adquisiciones de imágenes: una

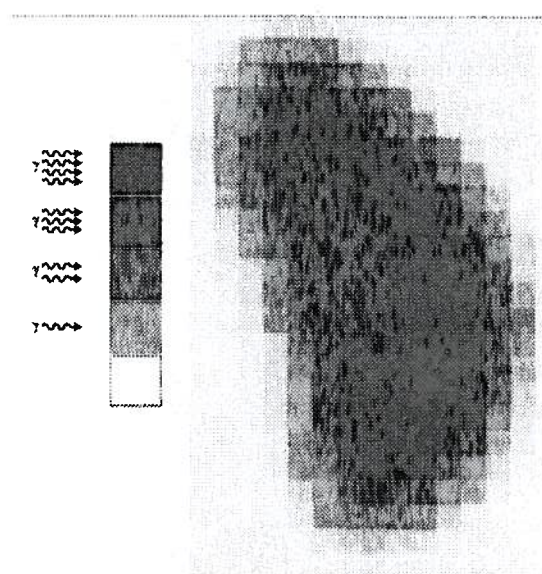


Fig. 18-3. Esquema explicativo de la centelleografía. Los fototubos que reciben mayor cantidad de rayos gamma originan señales más intensas. Codificado esto en color, un sistema computarizado puede construir una imagen basada en cuadrículas de diferente tono.

durante stress físico y otra en reposo varios días después. Este orden es obligado, pues si en condiciones de stress el patrón de flujo sanguíneo coronario es normal se omite la prueba de reposo. Recuérdese que en medicina nuclear se deben evitar las exposiciones innecesarias.

GAMMAGRAFÍA DE CUERPO ENTERO

En ocasiones se debe estudiar no un órgano sino un tejido ampliamente distribuido por todo el cuerpo, como el tejido linfático y los huesos. La finalidad es determinar la distribución o extensión de un linfoma o la existencia de lesiones tumorales óseas. En estos casos se realizan la linfografía de cuerpo entero y la centelleografía ósea de cuerpo entero.

Los estudios de cuerpo entero, incluida la tomografía, se están promoviendo mucho como técnica de detección precoz de lesiones cancerosas. Debe evaluarse el riesgo que representa la exposición de personas probablemente sanas y la sensibilidad del estudio. En efecto, podrían tenerse resultados falsos negativos.

Recuérdese que uno de los pilares de la protección contra las radiaciones es la justificación de cada procedimiento.

TOMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES

En este tipo de estudio el individuo es introducido dentro de un cilindro de sensores de radiación. Previamente se le administra una cantidad de isótopos que emiten radiación beta (+) (positrones) como el carbono 11 (C^{11}), el nitrógeno 13 o el oxígeno 15. Los positrones emitidos se aniquilan con los electrones resultando el desprendimiento de energía en forma de rayos gamma, los cuales son captados por los sensores. Analizando con una computadora el "tiempo de viaje" de los rayos gamma se puede establecer la posición de los puntos que emiten la radiación. Esta técnica no requiere colimación, por lo cual su poder resolutivo es mucho mayor.

RADIOTERAPIA

IRRADIACIÓN EXTERNA O TELETERAPIA

Es la aplicación de radiaciones emitidas por una fuente colocada fuera del cuerpo, para el tratamiento del cáncer.

a-Teleterapia con isótopos radioactivos. Clásicamente se utilizan las radiaciones producidas por el radium o el radón, el cobalto 60 y el Cesio 137.

El radium tiene una vida media de 1.600 años y emite radiaciones alfa, beta y gamma.

El Cesio 137 tiene una vida media de 37 años, emite radiaciones beta (-) y gamma.

Actualmente se utiliza el cobalto 60 (vida media 5,3 años) que emite radiaciones beta negativas y gamma. Su actividad es de 20 curies por gramo, que es 32 veces mayor que el radio.

Un buen isótopo terapéutico debe tener vida media larga y emitir radiaciones muy penetrantes.

b-Rayos X. La irradiación externa puede hacerse también con rayos X, ya que existen tipos de cáncer sensibles a los rayos X, en este caso se utiliza igualmente la expresión "radioterapia" aunque se presta a confusión. Nótese que en este caso no se usan isótopos radioactivos.

c-Acelerador lineal. Es el más reciente medio instrumental para teleterapia. Aplica a los electrones una aceleración de aproximadamente 10 a 15 Mev, aunque el rango de energías de los equipos es muy amplio. Como se basa en un equipo de rayos X, el tratamiento se realiza con fotones (rayos X) o con partículas beta (-). Provee una dosis de aproximadamente 1 Gray por minuto.

Radioterapia conformacional

Es el procedimiento optimizado utilizando imágenes tridimensionales con el objeto de planificar las sesiones de radioterapia de tal manera que la lesión cancerosa sea intensamente irradiada mientras los tejidos vecinos reciben una irradiación mínima.

Dosis límite. Cada órgano soporta una dosis límite:

- Huesos: 80 Gray
- Tiroides: 70 Gray
- Cerebro: 60 Gray
- Médula espinal: 45 Gray
- Pulmones: 25 Gray

IRRADIACIÓN INTERSTICIAL O BRAQUITERAPIA

Se realiza mediante la aplicación de agujas huecas o tubitos conteniendo las fuentes radioactivas en los tejidos a tratar. En muchos casos se necesita un procedimiento quirúrgico. El radium suele implantarse en forma de agujas, el iridio¹⁹² en forma de alambres, el cesio¹³⁷ en

forma de tubos, el yodo¹³¹ en forma de granos o semillas.

Se considera que para destruir un tumor se necesita una dosis de 70 Gray.

LECTURAS RECOMENDADAS

- AIEA. *Protección Radiológica en Medicina Nuclear*. Material de difusión.
- Aurengo A., Petitclerc, T. *Biofísica*. 3ª Ed. Mc Graw Hill - Interamericana. Madrid, 2008.

- Bushong, S.C. *Manual de Radiología para Técnicos*. Elsevier. Barcelona, 2010.
- Flores Hermosillo, B; Phillips, R. *Virtual Simulation of Radiotherapy Technology for Cancer Treatment*. Lambert Academic Publishing. Saarbrücken, Germany 2011.
- ICRP Publication 105: *Radiological Protection in Medicine*. Annals of the ICRP. Vol 37 Issue 6; 2008.
- Ramos Aguerri, A. *Simulación Virtual y Radioterapia Conformada 3D*. Grupo Editorial Entheos. Madrid, 2006.

Movimientos vibratorios y ondas sonoras

Fenómenos acústicos. Cualidades del sonido

Efecto Doppler

Ultrasonidos

Ecografía y otras aplicaciones de los ultrasonidos

MOVIMIENTOS VIBRATORIOS

Son movimientos oscilatorios rectilíneos, en los cuales el móvil pasa una y otra vez por el punto de equilibrio en trayectoria rectilínea. En el caso de un móvil que oscila alrededor del punto de equilibrio, el móvil se encuentra a diferentes distancias del punto de equilibrio en cada momento, a cada una de estas distancias variables se denomina elongación, y la distancia o elongación máxima recibe el nombre de amplitud.

La combinación de un movimiento oscilatorio o vibratorio con un desplazamiento perpendicular del móvil constituye el movimiento ondulatorio.

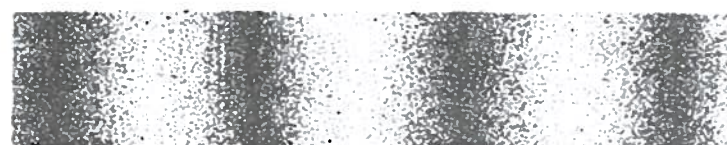
Se considera que la diferencia entre vibración y oscilación es la frecuencia (baja frecuencia = oscilación).

Cuando una cuerda extendida es sacudida en un extremo, cada parte de la cuerda experimentará, en su momento, una oscilación. La presentación de esta oscilación se desplazará en dirección perpendicular a la de la oscilación, de manera que cada parte de la cuerda estará en su momento en el vértice de una cresta

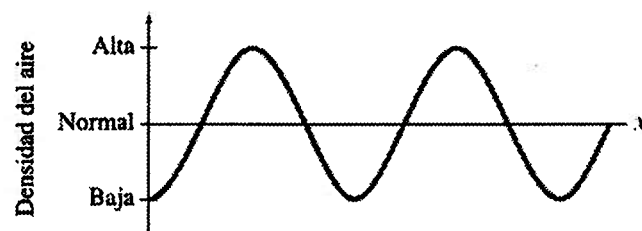
que se propagará a lo largo de la cuerda. *A esta clase de movimiento vibratorio u ondulatorio que se produce en forma transversal a la dirección de propagación se denomina ondas transversales, como las ondas luminosas.*

ONDAS SONORAS

Son movimientos vibratorios que se propagan en un medio material (no se propagan en el vacío). Se puede decir que la distinción entre oscilación y vibración la marca la frecuencia, que es mayor en estas últimas. En las ondas sonoras la vibración consiste en el desplazamiento de partículas del aire (o cualquier otro medio material) por corta distancia alrededor de su punto de equilibrio, poniendo en vibración a las partículas vecinas y así sucesivamente. Las partículas permanecen oscilando en su sitio, lo que se desplaza es la perturbación del aire, notándose que en un punto hay una descompresión del aire y en el sitio vecino una descompresión, de manera que por las variaciones de presión del aire se pueden graficar las ondas sonoras de manera parecida a las ondas sinusoidales de la luz. Debe entenderse, sin embargo, que la oscilación de las partículas es



(a)



(b)

Fig. 19-1. Representación de las ondas sonoras con los elementos clásicos de la ondulatoria. Las ondas sonoras son longitudinales, pero la representación como transversales se logra dando a la densidad del aire valores entre +1 y -1, que a su vez corresponden al seno de un ángulo. Ese ángulo, finalmente, indica la posición del móvil en el movimiento ondulatorio (o elongación).

en el mismo sentido que el de la propagación del sonido, de ahí que se llama a esto **ondas longitudinales** (las ondas luminosas son transversales).

Elementos del movimiento ondulatorio

Las movimientos ondulatorios que se repiten cíclicamente se denominan movimientos periódicos y todos ellos se caracterizan por los mismos elementos. Como en el caso de la cuerda sacudida, la combinación de trayectoria rectilínea con el desplazamiento en el espacio da a los movimientos oscilatorios periódicos una representación gráfica sinusoidal, en la que se distinguen los elementos de los movimientos ondulatorios:

-Frecuencia. Es el número de crestas u ondas que pasan por segundo por un punto dado. Es una característica de la onda que viene determinada por la fuente.

-Período. Es el tiempo que transcurre entre dos pasajes sucesivos de la cresta de la onda. Guarda relación inversa con la frecuencia: $T = 1 / f$. En otras palabras, es el tiempo de duración de un ciclo.

-Longitud de onda. Es la distancia que se desplaza la onda para recorrer los dos extremos opuestos de la onda pasando por el punto de

equilibrio y terminando en la posición inicial del movimiento ondulatorio; es decir, es el espacio que ocupa un ciclo. Se expresa en Ångströms o nanómetros ($1 \text{ nm} = 10 \text{ Ångstrom}$).

-Amplitud. Es la máxima distancia perpendicular respecto del punto de equilibrio. Es la elongación máxima, entendiéndose por elongación la distancia entre cualquier punto de la cresta u onda y el punto de equilibrio.

El movimiento ondulatorio se propaga con una velocidad determinada que es igual a la velocidad de la luz para las ondas electromagnéticas y variable para las ondas mecánicas; sin embargo, si bien la velocidad de propagación de una onda mecánica varía con el medio, la frecuencia se mantiene constante, cumpliéndose siempre que:

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

Asimismo, como el período es la inversa de la frecuencia:

$$\lambda = \frac{v}{f} \quad \text{y} \quad \lambda = v \cdot T$$

SONIDO

Es un tren de ondas que puede ser percibido por el oído. Para ello deben tener entre 16 y 20.000 ciclos por segundo, lo que viene a constituir el rango de frecuencias audibles por el oído. Las ondas sonoras con frecuencias mayores se denominan ultrasonidos.

PROPAGACIÓN DEL SONIDO

A diferencia de las ondas electromagnéticas, que no necesitan un medio material para propagarse, el sonido no se propaga en el vacío; necesita un medio elástico.

La velocidad del sonido en el aire a 0°C es de 331 m/s, a lo cual debe sumarse 0,61 m/s por cada grado Celsius adicional. Por lo tanto, la velocidad del sonido en el aire que suele considerarse (344 m/s) es la que se observa a 22°C .

VELOCIDAD DEL SONIDO EN OTROS MEDIOS	
Alcohol etílico	1207 m / seg.
Agua pura	1498
Sangre y tejidos	1570
Cobre	3750
Aluminio	5000
Hierro	5120

FENÓMENOS ACÚSTICOS

-Reflexión. Es el fenómeno por el cual la onda sonora vuelve al medio de donde proviene. Su manifestación es el eco.

-Refracción. En este caso la onda sonora se desvía al pasar de un medio a otro, como las ondas luminosas.

-Absorción. En este caso la onda, en su interacción con el medio, disminuye su energía y consecuentemente su amplitud. La absorción tiene efecto sobre el alcance de las ondas sono-

ras, incluso las subsónicas y ultrasónicas, y es más notoria para las altas frecuencias. Así, las ondas de baja frecuencia emitidas por los elefantes en busca de compañeros/as se propagan por grandes distancias.

-Difracción. Es la desviación de la onda sonora al pasar por el borde de un cuerpo.

-Interferencia, resonancia y pulsación. Cuando se encuentran dos ondas que tienen la misma frecuencia, puede darse el caso de que viajen en la misma fase o en fase opuesta. Si viajan en la misma fase se presenta la resonancia, con un aumento de la amplitud de ambas ondas. Si viajan en fase opuesta se produce el fenómeno de interferencia, por el cual se disminuyen mutuamente la amplitud. Si las ondas sonoras por momentos viajan en la misma fase y por momentos en fase diferente, se observará una alternancia de interferencia y resonancia, alternancia que se denomina pulsación.

CUALIDADES DEL SONIDO: INTENSIDAD, TONO Y TIMBRE

INTENSIDAD. Es la potencia de la onda sonora. Depende de la energía que transporta, depende de la amplitud y en menor medida de la frecuencia (entre dos sonidos de igual amplitud, tendrá mayor intensidad el que tenga mayor frecuencia). En términos físicos, la intensidad se expresa en Watios / cm^2 , pero en términos biológicos se expresa con la unidad Bel, que viene a ser el logaritmo del cociente entre el umbral de audición y la intensidad dada.

$$\text{Bel} = \log. \frac{I (\text{intensidad})}{U (\text{umbral})}$$

La intensidad umbral es de 10^{-16} watios / cm^2 , de manera que la intensidad del sonido emitido por unos altoparlantes, de 10^{-5} watios / cm^2 , será igual a $\log. 10^{-5} / 10^{-16}$ que aplicando división entre logaritmos viene a convertirse en resta de los exponentes o sea $16 - 5 = 11$. La intensidad hallada es, en este caso, de 11

beles. Suele utilizarse la unidad decibel, que es aproximadamente el límite de la capacidad discriminativa de intensidades del oído. 11 beles = 110 decibeles, que es un sonido muy intenso.

El umbral de audición es 0 dB, lo cual es llamativo a primera vista, ya que esto parece corresponder a una intensidad nula. Sin embargo, una vez que el lector se ubique en el contexto de las operaciones con logaritmos verá que el sonido con la mínima intensidad necesaria para ser audible por el oído humano tiene la misma intensidad física que el umbral de audición, por lo tanto la resta de exponentes será $16 - 16 = 0$.

Intensidad de decibeles de sonidos diversos

Umbral de audición	0 decibel
Caída de hojas	10 decibeles
Cuchicheo, a un metro	20 decibeles
Hogar (promedio)	40 decibeles
Oficina (promedio)	50 decibeles
Conversación normal	60 decibeles
Tráfico de la calle	70 decibeles
Trompeta, al máximo	80 decibeles
Grito	80 decibeles
Tambor	90 decibeles
Sala de máquinas	100 decibeles
Orquesta de rock	110 decibeles
Umbral doloroso	120 decibeles
Perforador de pavimento	120 decibeles
Motor de Jet	140 decibeles

TONO. Es la altura tonal. Musicalmente hablando, el tono es más alto cuando el sonido es más agudo, y más bajo cuando el sonido es más grave. El tono guarda relación directamente proporcional con la frecuencia. Así, la nota musical DO tiene una frecuencia de 264 ciclos por segundo, en tanto que la nota LA, de mayor

altura tonal, tiene una frecuencia de 440 ciclos por segundo.

TIMBRE. Es una cualidad que distingue a dos sonidos uno de otro aún cuando la intensidad y el tono sean iguales. Depende de la composición del sonido emitido por cada fuente. Cada fuente se caracteriza por una vibración de frecuencia menor, llamada frecuencia fundamental y que determina el tono, y otras vibraciones de mayor frecuencia, denominadas frecuencias armónicas, múltiplos de la frecuencia fundamental.

EFFECTO DOPPLER

En 1842 J. C. Doppler describió el siguiente fenómeno: cuando una fuente sonora se acerca al oyente el tono percibido es más alto que el percibido cuando la fuente mantiene su posición; cuando la fuente se aleja, el tono percibido es más bajo. Este fenómeno se conoció desde entonces con el nombre de efecto Doppler. Cuando una fuente de sonido se aproxima, la frecuencia aumenta, lo cual es percibido por cualquier testigo como un aumento de la altura tonal. Un ejemplo cotidiano de este fenómeno es lo que se percibe al oír la bocina de un vehículo que se cruza con nosotros. Esto se debe a que en estas circunstancias a medida que se acerca la fuente de sonido los frentes de onda llegan hasta el oyente en un tiempo menor debido a que la fuente viene detrás de las ondas emitidas. Se puede observar el mismo efecto cuando un vehículo pasa rápidamente junto a un individuo estático.

En estas circunstancias se da que el cociente entre la variación de frecuencia y la frecuencia original es el mismo cociente entre la velocidad relativa (v_r) la velocidad del sonido en el medio (v).

La velocidad relativa es la suma de las velocidades de la fuente y del oyente, si ambos se acercan uno al otro el signo de la velocidad

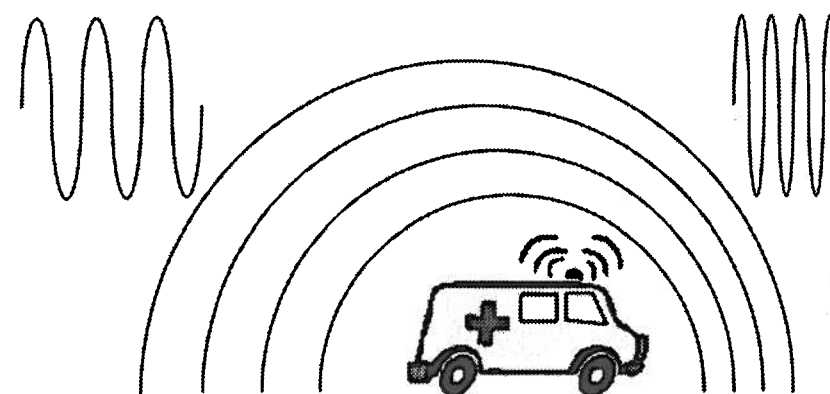


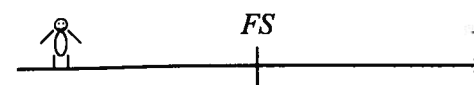
Fig. 19-2. Efecto Doppler. Por delante de un vehículo en movimiento las ondas se comprimen y la longitud de onda es menor. Luego, la frecuencia es mayor para un oyente ubicado adelante. Por detrás ocurre el fenómeno contrario.

relativa es positivo, si se alejan el signo es negativo.

La frecuencia aparente (f') que resulta del fenómeno se puede calcular por la siguiente fórmula:

$$f' = \frac{f}{\left(1 \pm \frac{v_r}{v}\right)}$$

Convención de signos y su justificación:



Cuando la fuente se acerca al oyente se usa en el denominador el signo menos (la frecuencia obtenida será mayor, quiere decir que el denominador debe ser menor). Como se ve en el gráfico, si la fuente sonora va hacia la izquierda (hacia el oyente) adopta el sentido convencionalmente negativo.

Cuando la fuente se aleja la frecuencia aparente que resulte será menor, para ello el denominador debe ser mayor, lógicamente utilizaremos entonces el signo más, considerándose la velocidad de la fuente positiva.

La ecuación multiuso que permite cubrir todos los casos, ya sea de acercamiento o alejamiento, sea del oyente o de la fuente sonora, es la siguiente:

$$f' = f \left(\frac{v \pm v_o}{v \pm v_s} \right)$$

donde v_o es la velocidad del oyente y v_s es la velocidad de la fuente sonora.

Cuando el oyente se acerca a la fuente su velocidad será positiva, en cambio para la fuente sonora la velocidad es positiva cuando se aleja del oyente.

El efecto Doppler se utilizó inicialmente para oír los latidos fetales. Actualmente se utiliza también para determinar la velocidad de circulación de la sangre, en base a la reflexión del sonido en los eritrocitos en movimiento. Otro uso del efecto Doppler es el radar para control de la velocidad de vehículos.

El efecto Doppler también se produce con ondas electromagnéticas, lo cual permitió a los astrónomos descubrir que las demás galaxias se alejan de la nuestra, por la disminución de la frecuencia de su luz ("corrimiento hacia el rojo").

ULTRASONIDOS - ECOGRAFÍA

Se denomina ultrasonidos a las ondas sonoras con frecuencia superior a 20.000 Hertz.

Propiedades. Su naturaleza y velocidad es la misma que la de las ondas sonoras audibles. Se propagan fácilmente en los líquidos. Son absorbidos por el aire, tanto más cuanto mayor sea su frecuencia. Presentan los fenómenos de

refracción, reflexión, absorción, etc., observados en las ondas audibles.

PRODUCCIÓN DE ULTRASONIDOS

Piezoelectricidad

El efecto piezoeléctrico es la producción de potenciales eléctricos cuando ciertos cristales se comprimen. Viene a ser una transducción mecanoeléctrica. Uno de los cristales piezoeléctricos es el cuarzo. Si se procede a la inversa, es decir se aplica al cristal un campo eléctrico exponiéndolo a la acción de corrientes eléctricas oscilantes dirigidas al eje eléctrico del cristal, éste se comprimirá y dilatará con las oscilaciones de la corriente eléctrica emitiendo vibraciones de frecuencia igual a la de las oscilaciones. Puede decirse entonces que los ultrasonidos se producen por un efecto piezoeléctrico inverso.

Las frecuencias altas se obtienen con cristales delgados, las frecuencias bajas con cristales gruesos.

Magnetoconstricción

Se basa en los cambios periódicos de longitud que se observan en una varilla introducida en un campo magnético paralelo a su longitud. El generador de la magnetoconstricción consiste en un oscilador en cuya bobina se introduce la varilla ferromagnética. Como los cambios de la varilla son longitudinales, las ondas sonoras son emitidas por los extremos.

EFFECTOS BIOLÓGICOS

Cavitación. Es la formación de espacios gaseosos debido a los cambios de presión y temperatura.

Producción de calor. Se debe a la energía recibida. En el organismo la circulación de la sangre distribuye el calor e impide el calentamiento de los tejidos.

Efectos químicos. Producción de agua oxigenada, inactivación de enzimas y vitaminas. Estos efectos se observan experimentalmente, no tienen importancia en el cuerpo humano.

FUNDAMENTOS DE LA ECOGRAFÍA

La ecografía es un método de examen morfológico de órganos, mediante la visualización de imágenes formadas por la reflexión de ultrasonidos.

La cabeza transductora genera los ultrasonidos por el efecto piezoeléctrico inverso, y los emite dos mil veces por segundo. Esta no es la frecuencia de los ultrasonidos que naturalmente es mayor, sino el número de veces que se emiten los ultrasonidos por segundo, ya que la emisión no puede ser continua pues el transductor debe actuar también como receptor. La frecuencia de los ultrasonidos utilizados suele ser desde 0,5 Mhz hasta 7,5 Mhz.

La salida del haz ultrasónico ocurre a través de una cubeta con agua ("baño de agua"), para evitar la existencia de una interfase aire-líquidos corporales que causaría la reflexión de la mayor parte de los ultrasonidos y no se podría estudiar el interior del cuerpo. Además, para no utilizar la zona cercana del haz, que es poco homogénea y da imagen distorsionada.

Un recurso adicional para evitar la propagación de los ultrasonidos a través del aire es la aplicación sobre la piel de una capa de gel, cuya impedancia acústica es muy alta. La interfase agua - aire entre el aparato y la piel reflejaría el 99,9% del haz incidente, impidiendo la continuación de la exploración y, obviamente, la observación de estructuras subyacentes.

El haz de ultrasonidos incide sobre el objeto examinado y es reflejado por las interfases tisulares. La proporción de ultrasonidos reflejados depende de los medios que forman la interfase y la impedancia acústica de los tejidos, pero en la práctica podemos decir que depende de la densidad.

Como ejemplo, en la interfase grasa-músculo la proporción de ultrasonido reflejado es de 0,9% (el resto del haz ultrasónico continúa su trayectoria).

El eco regresa a la cabeza emisora, donde se produce un efecto piezoeléctrico inverso consistente en una transducción mecanoeléctrica. Se genera así una señal eléctrica que convenientemente amplificada se visualiza mediante un osciloscopio de rayos catódicos.

TIPOS DE REGISTRO

Modo A

Es un registro unidimensional. (A viene a significar algo así como amplitud modulada). Las imágenes se observan en forma de picos cuya altura depende de la intensidad de las ondas reflejadas (en abscisas se representa el tiempo y en ordenadas la intensidad).

En forma pura el modo A se usa para calibrar los aparatos, para ello la pantalla presenta líneas paralelas que se calibran haciendo coincidir con la separación de líneas conocidas en un modelo de plexiglás. Asimismo, el modo A es útil para comprobar imágenes dudosas (comparación de una imagen en modo B con su pico en modo A).

Modo B

Es un registro bidimensional (B viene de Brightness = brillo, modulación de brillo).

Las ondas verticales presentan variaciones de tonos de gris según la intensidad del eco. El barrido de estos registros permite la formación de imágenes bidimensionales. El barrido se hace con una velocidad de 50 m/seg., por lo que la región examinada es barrida por el haz ultrasónico aproximadamente 15 veces por segundo. En otras palabras, la imagen aparece 15 veces por segundo en la pantalla, permitiendo la visualización de movimientos prácticamente

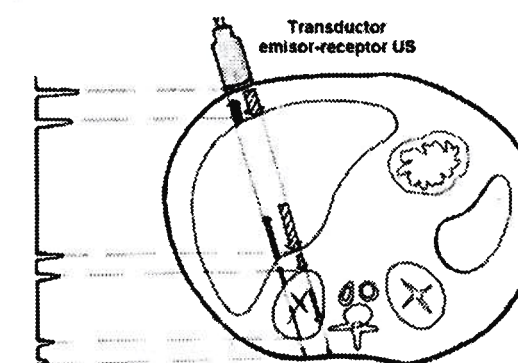


Fig. 19-3. Esquema de adquisición de datos en modo A. A la izquierda se observan los picos correspondientes a la intensidad de los ultrasonidos reflejados.

en tiempo real. El registro en modo B da una imagen por planos, por lo cual se suele llamar **ecotomografía**.

Modo M

(A veces denominado D por "dinámico"). Es un registro del modo A pero en función del tiempo; el registro A está representado verticalmente y el tiempo horizontalmente. Este modo permite registrar en una imagen estática el movimiento de las estructuras.

Como se ve, el modo A está siempre presente, pues su registro en función del tiempo constituye el modo M; por otro lado, el barrido de un plano en el modo A junto con la codificación del brillo en función de la intensidad de los ecos constituye el modo B.

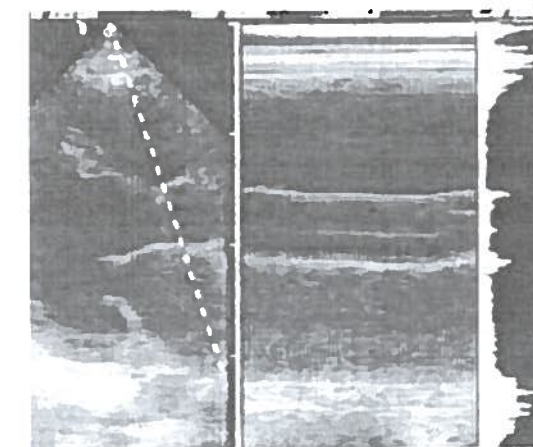


Fig. 19-4. Los tres modos simultáneamente. Modo B a la izquierda, donde también se muestra la incidencia (trayectoria del haz de ultrasonidos). En el centro, el modo M. A la derecha, el modo A.

En el tejido óseo la velocidad de transmisión del ultrasonido es de 3.360 m. / seg; para el resto de los tejidos se considera un promedio de 1.500 m./seg.

La longitud de onda es directamente proporcional a la velocidad de transmisión e inversa a la frecuencia.

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

El poder de penetración suele ser de 20 cm, con un poder resolutivo de 1 mm en sentido vertical y 2 mm en el eje horizontal. La fidelidad de las medidas es siempre mayor en los ejes verticales que en los horizontales. Cuanto mayor la frecuencia utilizada es mayor el poder resolutivo, pero es menor el poder de penetración.

La intensidad ultrasónica se expresa igual que la del sonido: en W / cm².

La potencia utilizada suele ser de 10 mW / cm² (10⁻³ W / cm²), similar o mayor que el umbral doloroso, pero al estar las frecuencias fuera del rango audible no interaccionan con el oído humano.

APLICACIONES MÉDICAS DE LOS ULTRASONIDOS

- Ecografía y ecotomografía.
- Eco-Doppler. Si al enviar ultrasonidos las ondas reflejadas tienen frecuencia diferente que las enviadas se observa un efecto Doppler debido al movimiento del objeto estudiado. Se codifica una escala de grises en función de la velocidad. El eco-Doppler tiene las modalidades continuo o pulsado.

- Doppler color. Es una variedad de Doppler pulsado con codificación del color según la dirección del flujo. Al codificarse un color en función de la variación observada en la frecuencia (aumento o disminución) se puede indicar la dirección del movimiento. En el caso de arterias y venas adyacentes se ve la sangre arterial en un color y la venosa en otro, ya que una "va" y otra "viene". Convenientemente se han adoptado los colores azul y rojo. Es ideal para comprobar reflujo o insuficiencia valvular en venas y válvulas cardíacas.

- Aplicación de calor en fisioterapia. La aplicación puede ser de manera continua o pulsada. La aplicación continua utiliza frecuencias de 1 a 3 MHz. Los pulsos son ráfagas de ultrasonidos intercalados con periodos de reposo. Se utilizan frecuencias de 50 a 100 Hz y se puede variar la proporción de tiempo de estimulación con respecto al tiempo de reposo.

- Desintegración o rotura de cálculos biliares o renales. Las ondas utilizadas en esta técnica se denominan ondas de choque.

- Reparación de fracturas mal consolidadas (pseudoartrosis).

LECTURAS RECOMENDADAS

- Frumento, A.S. *Biofísica*. 3ª Edición. Mosby/Doyma, Madrid, 1995.
- Giancoli, D. *Física. Principios con aplicaciones*. 6ª Edición. Pearson Educación. México, 2007.
- Rodríguez Martín, J.M. *Electroterapia en Fisioterapia*. 2ª Edición. Editorial Médica Panamericana. Madrid, 2004.

20 Audición y fonación

Estructura del aparato auditivo

Mecanismo de la percepción del sonido

Pruebas de la audición

Fonación

FÍSICA DE LA AUDICIÓN

MECÁNICA DE LA AUDICIÓN

El órgano de la audición está compuesto por un sistema de transmisión de las ondas sonoras (oído externo y medio) y un sistema de transducción mecanoeléctrica que genera la señal nerviosa auditiva (oído interno).

El oído externo está constituido por el pabellón auricular y el conducto auditivo externo, teniendo como límite la membrana timpánica que lo separa del oído medio. El primer elemento que vibra en respuesta a la energía de la onda sonora es entonces el tímpano, que vibra como la membrana de un parlante y transmite la energía y la frecuencia de las vibraciones al oído medio. Allí las ondas

sonoras son transmitidas al oído interno por medio de la cadena de huesecillos (martillo, yunque y estribo). La base del estribo se apoya en la ventana oval, que conduce al oído interno, pero como la superficie de la ventana oval es 21 veces menor que la del tímpano resulta que la presión del aire que se transmite al oído interno es finalmente aumentada 21 veces, debido a que la misma fuerza pasa a actuar sobre una superficie menor.

Oído interno

La cóclea o caracol es la parte del oído interno que participa en la audición. Está constituida por un conducto de 30 mm de longitud

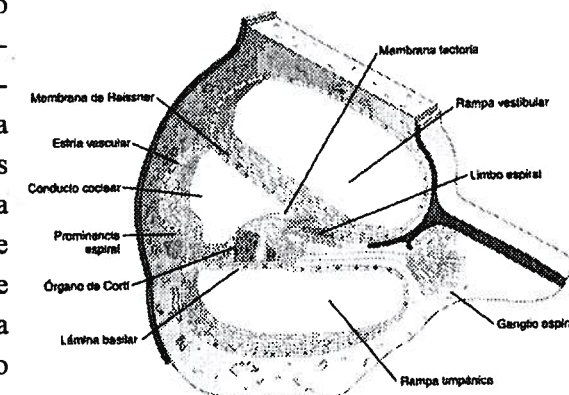


Fig. 20-1. Compartimientos del oído interno (Fisiología Médica de Guyton, 11ª edición).

que da tres vueltas alrededor de un eje cónico denominado modiol. En un corte transversal de la cóclea se observan dos membranas que la dividen en tres compartimientos (fig. 20-1). Estas dos membranas son la membrana vestibular o de Reissner, más delgada, y la membrana basilar, que es ancha en su porción medial y contiene el órgano de Corti en su porción externa. El compartimiento que puede considerarse superior se denomina rampa vestibular, el compartimiento inferior recibe el nombre de rampa timpánica; ambos contienen perilinfa y se comunican en el extremo final del caracol.

La rampa media recibe el nombre de conducto coclear, es un espacio de corte transversal aproximadamente triangular, limitado por: la membrana vestibular por arriba, la parte externa de la membrana basilar conteniendo el órgano de Corti por debajo, y la estria vascular por fuera. Esta última es una membrana vascularizada que forma la pared externa del conducto coclear, y secreta un líquido de potencial eléctrico positivo (+80 mV) denominado endolinfa. La electropositividad se debe a la secreción activa de iones potasio. El potencial endolinfático positivo contribuye a la excitabilidad de las células ciliadas, al aumentar la diferencia de potencial entre ambos lados de su membrana.

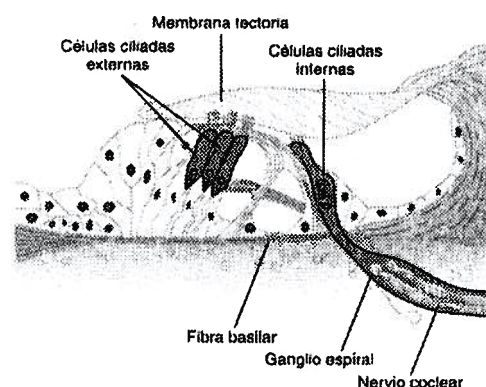


Fig. 20-2. El órgano receptor de la audición (Fisiología Médica de Guyton, 11ª ed.).

Órgano de Corti

Está constituido por un grupo de células ciliadas ubicadas sobre la membrana basilar (fig. 20-2). Existe una fila interna y tres filas de células externas, rodeadas de células de sostén. Ambas filas están separadas por un canal. Sobre las células ciliadas se encuentra la membrana tectoria.

Mecanismo de la transducción mecanoeléctrica

La generación de señales desde el órgano de Corti se inicia cuando la membrana basilar se pone en vibración en resonancia con la perilinfa. La endolinfa que baña a las células ciliadas tiene poca acción mecánica. El desplazamiento de la membrana basilar en dirección vertical deforma los cilios en contacto con la membrana tectoria ubicada por encima de ellos, y esta perturbación mecánica ocasiona su excitación. Esto último ocurre por la apertura de canales iónicos mecanodependientes que, según recientes evidencias, se encuentran en el extremo distal de los cilios y no en su base.

Papel de las células ciliadas. Las células ciliadas internas, que se encuentran ordenadas en una sola fila, son los verdaderos receptores de la audición, pues son las que disponen de una innervación aferente. Las células ciliadas externas tienen como función afinar la respuesta de las CCI. En efecto, las CCE son contráctiles y ajustan el desplazamiento de la membrana basilar de acuerdo a la intensidad. Cuando el sonido es de baja intensidad, y por lo tanto ocasiona movimientos de poca amplitud en la perilinfa y la membrana basilar, las CCE se contraen acercando la membrana tectoria a las CCI. Cuando el sonido es de alta intensidad y ocasiona movimientos amplios de la membrana basilar, las CCE se relajan y la membrana tectoria se aleja un poco de las CCI.

Los movimientos de la perilinfa por la rampa vestibular se amortiguan finalmente en la

ventana redonda, donde va a terminar la rampa timpánica.

La percepción de las ondas sonoras es un fenómeno de resonancia: las ondas deben tener una frecuencia que coincida con la frecuencia natural de un sector de la membrana basilar, de manera que las fibras de este sector se pongan a vibrar en esta frecuencia por resonancia. Por esta razón hay un límite de frecuencias audibles por el oído, que es de 16 a 20.000 ciclos por segundo.

En resumen, el oído interno cumple con las siguientes funciones:

- Transducción mecanoeléctrica. Convierte la energía mecánica (vibraciones) en señales eléctricas.
- Análisis preliminar del sonido. Antes del análisis final en el cerebro, el sonido ya es discriminado en el oído por lo menos en dos parámetros: intensidad (la frecuencia de los potenciales de acción generados aumenta con la intensidad) y la altura tonal (el tono percibido depende del sector de la membrana basilar activado o excitado).

EXAMEN DE LA AUDICIÓN

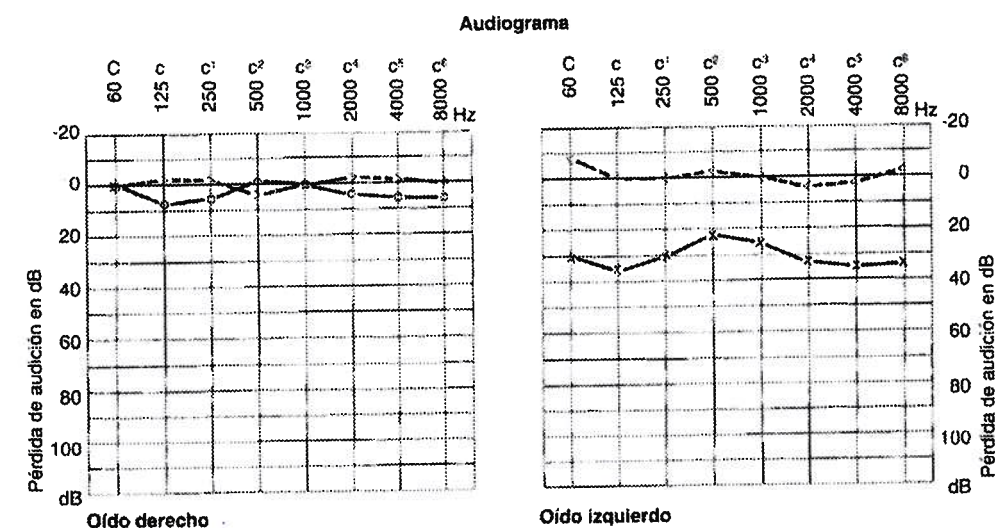


Fig. 20-3. Audiometría. En el oído derecho de este paciente el umbral de audición coincide con el típico para cada frecuencia. En el oído izquierdo el umbral para la conducción aérea es de aproximadamente 30 dB, por lo tanto sufre una disminución de la audición (hipoacusia) de 30 dB.

PRUEBAS CON DIAPASÓN

Prueba de Rinne

Se coloca un diapason vibrando sobre la apófisis mastoides. Cuando deja de percibirse la vibración, se coloca el diapason frente al conducto auditivo externo. La vibración debe seguir percibiéndose, lo cual es el resultado normal y se denomina prueba de Rinne positiva. Interpretación: si en un oído sordo o hipoacúsico la prueba de Rinne es positiva, significa que la conducción a través del aire y la cadena de huesecillos no ha disminuido y el problema se encuentra en la transmisión nerviosa (sordera sensorial), es decir en el oído interno o más allá de él. Si la prueba es negativa significa que el problema es de conducción.

Prueba de Weber

Se apoya el diapason vibrando en el vértice del cráneo, o más adelante, pero en la línea media. Con los oídos sanos la vibración se percibe por igual a ambos lados. En un individuo con sordera o hipoacusia, si las vibraciones se perciben más intensamente en el oído sordo significa que el oído en cuestión es "sordo" solamente para la conducción aérea, y el oído sordo percibe más intensamente las vibracio-

nes por la ausencia de la conducción aérea que normalmente produce un enmascaramiento. En resumen, se trata de un trastorno de la conducción aérea. Si las vibraciones se perciben más intensamente en el oído sano es porque en el oído sordo ha disminuido la transmisión ósea-nerviosa.

Explicación de enmascaramiento: todo el mundo sabe que cuando hay ruido hay que hablar más fuerte para ser oído; eso se debe a que la conducción aérea disminuye la transmisión nerviosa.

Prueba de Schwabach. Consiste en comparar la duración de la transmisión ósea en el individuo examinado en comparación con un individuo supuestamente sano, idealmente el examinador mismo. Puede practicarse también para la conducción aérea.

AUDIOMETRÍA

Para definir una pérdida de la audición a frecuencias específicas (por ejemplo para tonos agudos o graves) o para detectar precozmente una pérdida de la audición.

El procedimiento consiste en hacer oír al paciente, aislado de ruidos y con auriculares, diferentes frecuencias a diferentes intensidades generadas electrónicamente. Procesados los datos por computadoras se construyen curvas de umbral para cada frecuencia.

Los equipos corrientes suelen examinar frecuencias de 125 a 6000 Hz para la conducción aérea y 500 a 4000 Hz para la transmisión ósea.

FONACIÓN

La voz es la principal forma de comunicación humana. La conocemos en distintas formas diferenciadas por las cualidades del sonido vistas en el capítulo anterior (intensa, aguda, grave, áspera, suave, chillona, etc.) y por cier-

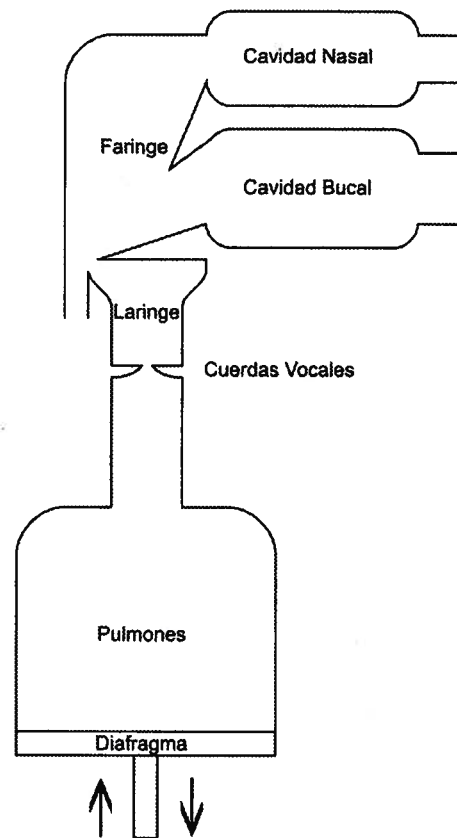


Fig. 20-4. Esquema del aparato de fonación.

tas circunstancias especiales ya sean patológicas o emocionales (voz cantada, gritada, etc.).

Ninguno de los órganos de la fonación se dedica exclusivamente a este propósito, ya que sirve a otras funciones como la respiración, protección de las vías respiratorias, deglución, etc. Pero en lo que hace a la fonación se organizan en tres niveles funcionales:

- a- Fuelles
- b- Vibrador
- c- Resonadores

LOS FUELLES

Se puede considerar la voz como una espiración sonora. A diferencia de la espiración respiratoria, que es pasiva, la espiración de la vocalización es activa, de manera que hay siempre un "soplo" expulsado. Este soplo puede ser:

Soplo torácico superior. Se utiliza en la expresión simple, o voz de conversación.

Soplo abdominal. Se utiliza para la voz proyectada, como la que utiliza el docente o el conferencista.

Soplo vertebral. Es el esfuerzo vocal con flexión torácica.

EL VIBRADOR

Las cuerdas vocales son dos pliegues de mucosa conteniendo músculos en su interior. Dejan entre sí una abertura en dirección anteroposterior, que cuando está abierta se denomina glotis. Los pliegues vocales son como labios horizontales, que se abren debido a la presión infraglotica. Cuando el aire pasa entre los pliegues o cuerdas vocales, vibran con una frecuencia que puede ser manejada por la voluntad.

LOS RESONADORES

El aparato resonador consiste esencialmente en la faringe, que se divide en:

- Nasofaringe,
- Bucofaringe,
- Laringofaringe.

FORMACIÓN DE LA VOZ

La emisión de la voz comienza con una espiración, pero con la glotis cerrada o los labios de las cuerdas vocales muy próximos entre sí. Entonces la presión subglótica alcanza una presión mayor que los 3 mm Hg que se alcanza en los alveolos en una espiración forzada, pudiendo superar los 15 mm Hg. Las cuerdas vocales se separan por este gradiente de presión transglótica y se produce el paso de aire a gran velocidad entre las cuerdas vocales. Por el principio de Bernoulli esto equivale a una disminución de la presión entre las cuerdas y éstas se cierran.

El ciclo se repite una y otra vez y cada cierre y apertura de la glotis representa una revo-

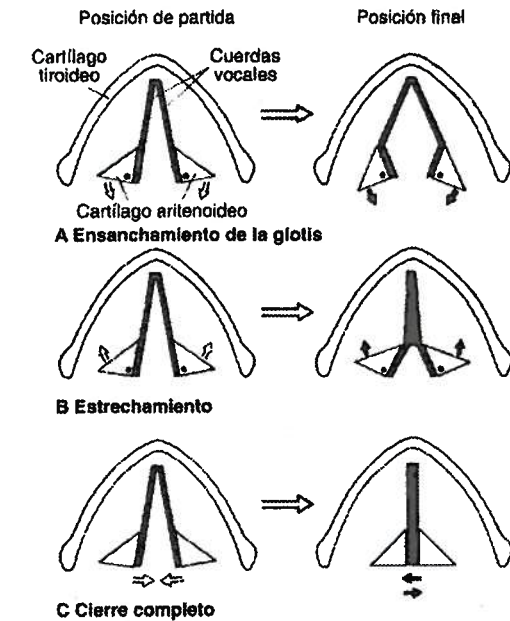


Fig. 20-5. Papel del cartilago aritenoides en el control de las cuerdas vocales, incluso la forma de la abertura.

lución de la onda sonora. De esta manera la emisión de la voz se produce inicialmente con una frecuencia que está determinada por la sucesión de cierres y aperturas de la glotis. Esta es la frecuencia fundamental que determina la altura tonal del sonido emitido. El control voluntario de esta frecuencia es posible variando la **tensión** de las cuerdas vocales. El cartilago aritenoides es de fundamental importancia para controlar voluntariamente el grado de apertura de la glotis, incluso la forma que adopta la abertura (fig. 20-5). Por otro lado, existe una frecuencia fundamental natural que depende de la **longitud** de las cuerdas vocales. Por este motivo, el tamaño de la laringe y las características de las estructuras resonadoras enmarcan la voz de las personas dentro de un intervalo de frecuencias, lo cual a su vez determina lo que suele llamarse en música el registro de la voz (fig. 20-6).

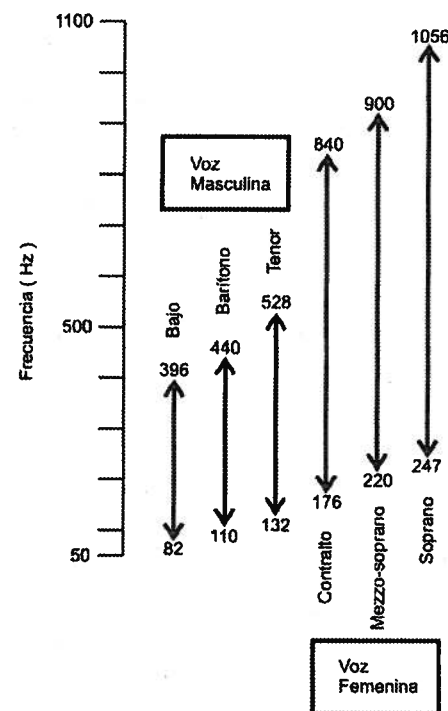


Fig. 20-6. Clasificación musical de las voces humanas.

ARTICULACIÓN DE LA PALABRA

Después de la función de los órganos de fuelle y el órgano vibrador, en la emisión de la voz hablada intervienen todos los componentes del aparato de fonación que funcionan como resonadores. Es decir, a partir de la laringe los elementos resonadores son capaces de modificar el flujo de aire agregando otras frecuencias propias de cada estructura anatómica. Se obtiene así el timbre de la voz.

Los componentes del aparato resonador son por lo menos diez:

Labios, mejillas, encías, lengua, incisivos superiores, velo del paladar, cuerdas vocales, laringe supraglótica, faringe y fosas nasales.

Estas estructuras actúan de manera conjunta para producir la salida de la voz requerida para cada vocal o consonante. Así, la punta de la lengua apoyada en la encía superior producirá la salida explosiva que caracteriza a la letra t.

El velo del paladar permanece bajo para las vocales y las consonantes nasales, m, n, ñ. Se eleva para las demás letras.

Durante el habla la laringe se desplaza verticalmente por acción de sus músculos suspensorios, todos ellos relacionados con el hueso hioides. La laringe asciende para formar la letra i, desciende para la u.

LECTURAS RECOMENDADAS

- Dvorkin, M., Cardinali, D., Iermoli, R. *Bases Fisiológicas de la Práctica Médica de Best & Taylor*. 14ª Edición. Editorial Médica Panamericana. Buenos Aires, 2010.
- Hall, J. *Tratado de Fisiología Médica de A.C. Guyton*. 11ª edición. Elsevier. Madrid, 2006.
- Le Huche, F., Allali, A. *La Voz*. Tomo 4. 2ª Edición. Masson. Barcelona, 2003.
- Schmitt, R.F., Thews, G. *Fisiología Humana*. 1ª Edición en español de la 24ª Edición alemana. McGraw Hill - Interamericana, Madrid, 1993.

21 Óptica física y radiaciones ópticas

Naturaleza de la luz

Velocidad de la luz

Teoría del color

Rayos visibles, infrarrojos y ultravioletas

NATURALEZA DE LA LUZ

La luz está constituida por ondas electromagnéticas de determinada longitud de onda. El intervalo (término más apropiado que rango) de longitudes de onda visibles es de 380 nm a 800 nm. Las ondas electromagnéticas, incluyendo a la luz visible, se generan por la aceleración de cargas, en este caso por los cambios de velocidad de los electrones.

Evolución de los conceptos sobre la naturaleza de la luz

En la antigüedad se creía que la luz salía de los ojos e iba a iluminar los objetos. Alhazen, un árabe que vivió entre 965 y 1039, afirmaba que la luz provenía del sol y llegaba a los ojos proveniente de los cuerpos.

Teoría corpuscular

Según Isaac Newton, que estudió la óptica entre 1665 y 1678, la luz estaba compuesta por partículas e incluso para cada color existirían partículas de diferente tipo.

Teoría ondulatoria. Según esta teoría la luz es, como el sonido, una onda de perturbación que se desplaza desde una fuente. Con

esta teoría Christian Huygens (holandés) explicaba la reflexión y otras propiedades de la luz

Teoría de las ondas electromagnéticas

James Maxwell postuló en 1862 que la luz está constituida por ondas electromagnéticas, lo cual fue confirmado por las experiencias de Hertz (1867).

Max Planck (en 1900) propuso que la emisión de luz es en forma discontinua, como paquetes de energía llamados quantum. Gilbert Lewis, en 1926, llamó a estos paquetes de energía fotones. En resumen, la naturaleza de la luz es ondulatoria y electromagnética, al mismo tiempo la luz está constituida por cuantos o fotones. La única teoría que quedó descartada es la naturaleza corpuscular en sentido estricto, es decir en forma de partículas.

VELOCIDAD DE LA LUZ

Se considera habitualmente cierto que Galileo intentó medir la velocidad de la luz utilizando faroles que se tapaban y destapaban por dos personas ubicadas a varios kilómetros de distancia. Debido a la escasa distancia (que ahora sabemos la luz recorre en muy poco tiempo) no

se podría tener ninguna precisión, y el tiempo de reacción para tapar o destapar el farol era otro problema. Afortunadamente para su prestigio futuro, no proporcionó ningún resultado, sólo afirmó que la velocidad de la luz debía ser muy grande. Nosotros no creemos que haya realizado el experimento más que en su mente, ya que está descrito en su obra "Diálogos Sobre los dos Máximos Sistemas del Mundo" (1638), en el que se refería a los sistemas ptolemaico y copernicano en el formato de un diálogo entre un tal Simplicio y un tal Sagredo que sería el mismo Galileo, expresando ideas de éste de tal manera que pasaran desapercibidas para la Inquisición.

El primero en medir la velocidad de la luz por un método viable fue Olaus Roemer, danés, quien utilizando datos astronómicos (movimiento de una de las lunas de Júpiter), encontró un resultado muy aceptable, para ser la primera estimación: 200.000 Km/s. Esto ocurrió en 1676.

En 1729 James Bradley encontró, por otro método astronómico, una velocidad de 283.000 Km/s. Él estaba estudiando el paralaje de las estrellas (el efecto visual de que lo que está más lejos parece moverse menos que lo que está más cerca) y lo aprendido, junto con su descubrimiento en 1725 de la aberración de la luz, le permitió llegar a una aproximación muy buena. (Algunas fuentes dicen que el resultado fue de 304.000 Km/s, pero eso es imposible

porque sus datos, de los cuales disponemos, no podrían dar un resultado mayor que el verdadero que conocemos ahora).

Hippolyte Fizeau, en 1849, realizó un experimento muy ingenioso que viene a ser el primero en que las mediciones son en la tierra. Utilizaba una rueda dentada de 720 dientes y unos espejos (fig. 21-1). La luz de una fuente se reflejaba en un espejo "semiplateado" como clásicamente se le llamó, que es simplemente un espejo semirreflejante. Pasaba entonces por la hendidura de la rueda dentada y luego se dirigía a un espejo distante, ubicado a 8.630 m. de la rueda dentada. Al volver la luz se reflejaba hacia la rueda y podía chocar con un diente, y no percibirse, o con una escotadura, en cuyo caso sería percibida la luz por el ojo del observador. Ajustando la velocidad de rotación de la rueda se podía encontrar la mínima velocidad angular que permitía la percepción de la luz retornando. Con este dato se conocía el tiempo de viaje de la luz y por lo tanto su velocidad. Naturalmente la gran ventaja de este método era que, gracias al espejo, no se necesitaba una persona distante para "tapar o destapar el farol" como en el experimento supuestamente realizado por Galileo, así que se eliminaba el tiempo de reacción del sujeto que debía afectar enormemente al tiempo medido. El resultado hallado fue de 313.300 Km/s, ligeramente mayor que el verdadero. Al año siguiente, Foucault diseñó un modelo mejorado que utilizaba un espejo giratorio

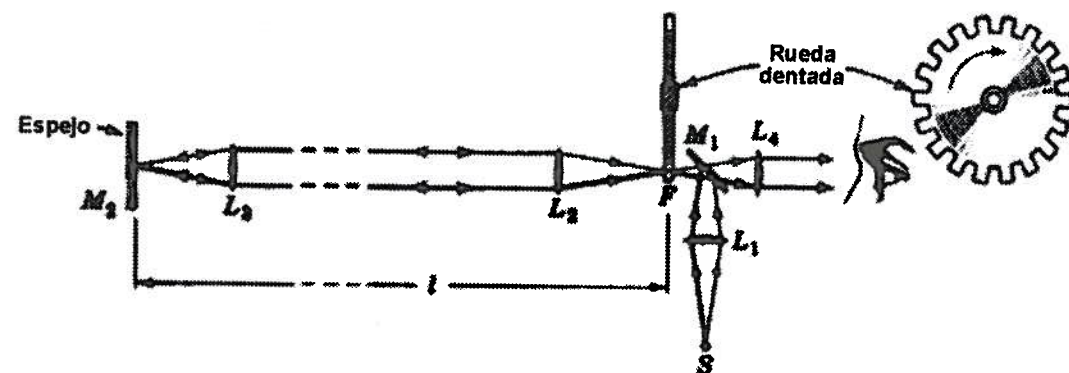


Fig. 21-1. Experimento de Fizeau. S=fuente. M1=espejo semirreflejante. M2=espejo distante, que duplica la distancia de viaje de la luz para mayor precisión.

y se determinaba el tiempo por la diferencia de ángulo de la luz reflejada.

El valor hallado por Foucault fue 298.000 Km/s.

La primera medición casi correcta la hicieron Albert Michelson y Edward Morley en 1887. El objetivo del experimento era medir la velocidad relativa con que la tierra se movía con respecto al éter, sustancia que por entonces se creía que necesariamente ocupaba el espacio entre los cuerpos. El resultado fue que se demostró la inexistencia del éter y que la velocidad de la luz era constante, pero se obtuvo un valor para la velocidad de la luz:

El descubrimiento de la constancia de la velocidad de la luz por Michelson y Morley, junto a los conceptos de Maxwell, Poincaré, Lorentz y otros, permitieron el nacimiento de la teoría de la relatividad.

Michelson siguió perfeccionando sus métodos hasta que, en 1926, halló el valor de 299.796 Km/s.

En 1952 Keith Davy Froome, británico, halló el valor que se utiliza ahora: 299.792,5 Km/s.

Mediciones posteriores sólo dieron mayor precisión al decimal 5: por ejemplo, 299.792,458 Km/s (1978).

A la fecha de publicación de este libro de texto existe una polémica sobre el dogma de que la velocidad de la luz en el vacío no puede ser superada. Va en ello la credibilidad de la teoría de la relatividad. En septiembre de 2011 se observó casualmente, ya que el experimento (Proyecto Ópera) tenía por objeto estudiar la transformación de neutrinos tipo muon en tipo tau, que los neutrinos tardaron 57 nanosegundos menos de lo que le tomaría a la luz recorrer la distancia de 730 km entre el CERN, en la frontera franco-suiza, y el Gran Sasso, en Italia. Este hecho equivale a que en una carrera de semejante distancia los neutrinos lleguen a la meta antes que la luz con una ventaja de 20 metros. En marzo de 2012 el Proyecto Icarus concluyó que hubo errores de medición, debi-

do a conexión defectuosa de instrumentos, y se ha proyectado un tercer experimento para adoptar una decisión final.

En realidad no hubo tal carrera, solamente corrieron los neutrinos a través de la corteza terrestre (debido a la curvatura de la superficie del planeta). A la luz simplemente se le "cronometró" el tiempo sin correr. Como los neutrinos no viajaron a través del vacío no está amenazado el dogma en que se basa toda la relatividad: no se puede superar la velocidad de la luz *en el vacío*. De hecho ya conocíamos otra clase de radiación que se mueve más rápido que la luz y nadie se escandaliza por ello: las radiaciones de Cerenkov. Pero no en el vacío sino en un medio que le permite interactuar con la materia y alimentarse de energía.

TEORÍA DEL COLOR

El color es una cualidad que en términos físicos depende de la longitud de onda. Pero en términos biológicos es una percepción sensorial. Por ello conviene aclarar existen el color físico y el color químico.

Color físico. Es aditivo y depende de la combinación de longitudes de onda. Existen tres colores primarios físicos: azul, verde y rojo. La síntesis aditiva del color se debe a Maxwell. En muchos colegios secundarios todavía se menciona el amarillo en vez del verde, lo cual es un concepto erróneo introducido por Goethe en 1810.

Color químico. Es sustractivo y es el resultado de la absorción de determinadas longitudes de onda realizada por los pigmentos presentes en las tintas y pinturas. Sus colores primarios son el cian (un celeste parecido a turquesa), magenta y amarillo. Un ejemplo de estos colores primarios lo tenemos en el color de los cartuchos de inyección de tinta de las impresoras. El sistema sustractivo de los colores viene a ser una corrección al sistema de

Goethe, quien se habrá inspirado en el arte de la pintura.

La visión de los colores como fenómeno sensorial es un fenómeno aditivo, es decir los receptores de la retina son sensibles a determinadas longitudes de onda. Esto ya fue establecido en 1807 por Thomas Young y se conoce como teoría de Young-Helmholtz.

RAYOS VISIBLES, INFRARROJOS Y ULTRAVIOLETAS

LUZ SOLAR

Se compone de rayos visibles, rayos infrarrojos y rayos ultravioleta. Los rayos visibles de la luz solar actúan por su acción fotoquímica produciendo fenómenos de oxidación. La radiación solar que alcanza la superficie de la tierra tiene una longitud de onda de 2.900 a 18.500 Angstrom (290 a 1.850 nm). Los rayos UV productores de eritema son las de menos de 3.200 Å de longitud de onda (2.850 a 3.150 Å) y se filtran en su mayor parte por las nubes. También son detenidos totalmente por el vidrio. El eritema solar suele producirse por exposición excesiva de la piel desnuda a los rayos UV, aparece entre 1 y 24 horas y se caracteriza por eritema, dolor, hiperalgesia y descamación. Por exposición muy prolongada aparecen vesículas. Otro trastorno causado por la luz del sol puede ser, eventualmente, el cáncer de piel. La fotoftalmia es la inflamación de la córnea por los rayos ultravioleta de la luz solar, suele observarse en

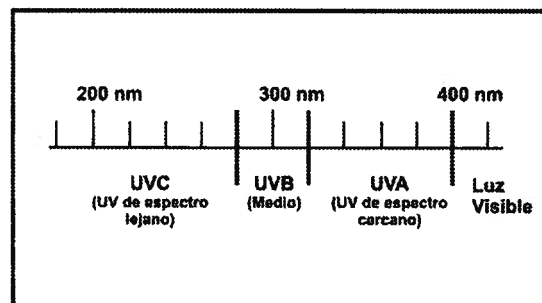


Fig. 21-2. Espectro de la radiación UV.

los exploradores polares, o en los cazadores del Canadá y otras regiones árticas, por la reflexión de la luz en el hielo o la nieve. La observación de eclipses de sol (excepto durante la fase total) con el ojo desnudo o sin filtros de protección causa quemaduras en la retina por acción de los rayos ultravioleta e infrarrojos, debido a la dilatación del orificio pupilar.

PRODUCCIÓN DE RAYOS INFRARROJOS Y ULTRAVIOLETAS

Si bien tienen como fuente natural al sol, ambos tipos de rayos pueden obtenerse de la misma fuente artificial. Para fines terapéuticos suelen obtenerse con lámparas de arco de vapor de mercurio (a menos de una atmósfera de presión) en un tubo de cuarzo, ya que el vidrio absorbe los rayos infrarrojos y ultravioletas y el cuarzo no. A estas lámparas suelen llamarse lámparas de cuarzo, aunque éste no tiene que ver con el mecanismo de producción. El 52% de los rayos producidos son infrarrojos, el 28% rayos ultravioletas y el 20% luz visible. A su vez el tubo de cuarzo está colocado en un reflector.

Las lámparas de vapor de mercurio pueden proveer otras longitudes de onda si se agregan aditivos metálicos adecuados; así, la adición de hierro permite producir rayos UV de 400 a 420 nm. Otra fuente de rayos UV es la lámpara de arco de tungsteno-mercurio.

Los rayos infrarrojos se producen también por medio de lámparas con filamento de carbón o tungsteno, con pantallas parabólicas reflectantes.

RAYOS ULTRAVIOLETAS

Se clasifican en UVA, de mayor longitud de onda (315-380 nm) y causante de las quemaduras de piel, UVB, de menor longitud de onda (280-315 nm), y UVC, de longitud de onda todavía menor, de 100 a 280 nm.

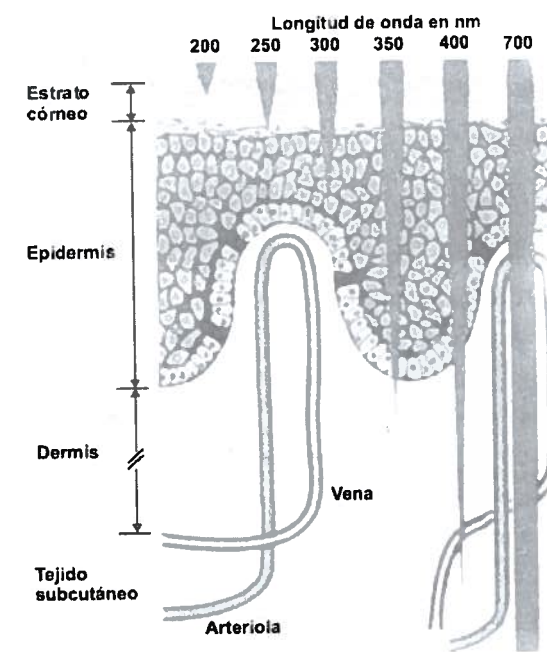


Fig. 21-3. Esquema del poder de penetración de los rayos UV. Obsérvese la relación directa entre longitud de onda y poder de penetración.

El poder de penetración de los rayos UV guarda relación directa con su longitud de onda, lo cual llama la atención ya que es una propiedad opuesta a la de las ondas electromagnéticas en general, como los rayos X. Los rayos UVC, los de menor longitud de onda, no atraviesan la capa de ozono de la atmósfera, y solamente el 10% de los rayos UVB llegan a la superficie de la tierra.

La profundidad de penetración de los rayos UVB y UVA en la piel no ha sido bien determinado, pero es del orden de milímetros. El texto de Biofísica de Cicardo menciona 2 mm; observaciones más recientes sugieren que la profundidad de penetración no pasa de 1 mm. Los rayos UVB se circunscriben a la hipodermis y sólo el 1% llega al tejido subcutáneo, los rayos UVA no pasan de la epidermis.

Efectos de los rayos ultravioletas

Dado su escaso poder de penetración los rayos ultravioletas son absorbidos principalmente por la piel y los ojos. Sin embargo, llegan a la circulación cutánea, donde promueven la formación de la vitamina D₃.

Actúan sobre las proteínas y los ácidos nucleicos, produciendo desnaturalización y floculación proteica. Los efectos más intensos son rayos UVB de 250 a 310 nm.

Por desnaturalización proteica causan inactivación de enzimas, anticuerpos y antígenos. Producen radicales libres.

Tienen acción bactericida, especialmente los rayos con longitud de onda de 250 a 260 nm. Por su poco poder de penetración, se usan para esterilizar superficies. Tienen acción curativa sobre heridas y enfermedades cutáneas.

El eritema solar, que ya se ha descrito, se debe a los componentes ultravioleta de la luz solar.

PROPIEDADES Y APLICACIONES MÉDICAS DE LOS RAYOS INFRARROJOS

Tienen una longitud de onda entre 800 nm y 0,25 mm. A diferencia de los rayos ultravioletas carecen de efectos químicos. Producen calentamiento de los tejidos superficiales irradiados, vasodilatación y aumento del flujo sanguíneo.

El poder de penetración de los rayos infrarrojos guarda relación inversa con la longitud de onda. Así, los rayos denominados infrarrojo lejano, de más de 1500 nm de longitud de onda, penetran en la piel sólo fracciones de milímetro; estos rayos son absorbidos en un 95% a 2 mm. El infrarrojo cercano (de longitud de onda entre la de la luz visible y 1500 nm) tiene un poder de penetración de hasta 15 mm.

Los rayos infrarrojos son absorbidos por el agua (más aún si contiene sustancias disueltas) y el vidrio.

Usos en medicina

Tratamiento de artritis, miositis, traumatismos en evolución, etc. (cuando está indicada la aplicación local de calor). En los traumatismos la aplicación de calor desde el segundo día (30 minutos uno o dos veces al día) favorece la

reabsorción de hematomas. Las lámparas más recomendables son las que irradian la longitud de onda más eficaz que es la de 1.000 nm. Además, es importante saber que la potencia anunciada por el fabricante (por ejemplo 150 W, 250 W) no es la que llega a la superficie del cuerpo del paciente, dependiendo de la forma de la lámpara de tal manera que pueda concentrar los rayos.

RAYOS LASER

Son haces de luz visible, infrarrojos o UV monocromáticos, altamente coherentes (coherencia en óptica es la inversa de interferencia). Inicialmente sólo podían producirse Láser infrarrojos.

En 1954 Charles Townes inventó el antecesor del laser, el Maser (amplificador de microondas por emisión estimulada de radiación). En 1960 Theodore Maiman creó el primer Laser, con cristal de rubí. La palabra láser es un acrónimo de la iniciales en inglés de Amplificador de Luz por Emisión Estimulada de Radiación. En 1964 Townes compartió el Premio Nobel de Física por el descubrimiento del Laser, con dos investigadores soviéticos que se acepta lo descubrieron en forma paralela e independiente.

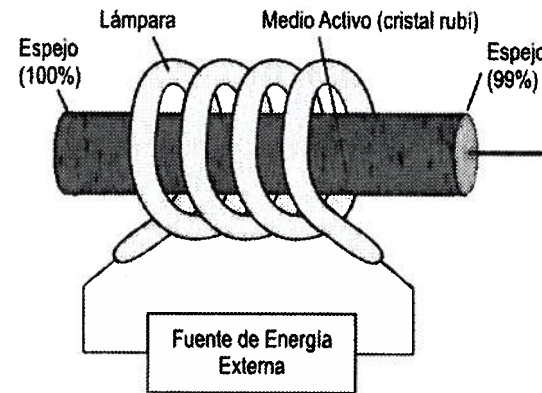


Fig. 21-5. Esquema del Láser de rubí.

Los rayos Laser no se desvían y sirven para medir distancias, apuntar armas modernas, y son la más reciente referencia para el modelo del metro. También se utilizan en la industria para cortar acero y diamantes. En medicina se utilizan para la destrucción de tumores, practicar incisiones, coagular tejidos, remodelación de tejidos en dermatología y oftalmología, etc.

Fundamento de la emisión estimulada

Cuando los átomos de un material reciben una radiación electromagnética ocurre la absorción de determinadas longitudes de onda que equivalen a la diferencia de nivel energético.

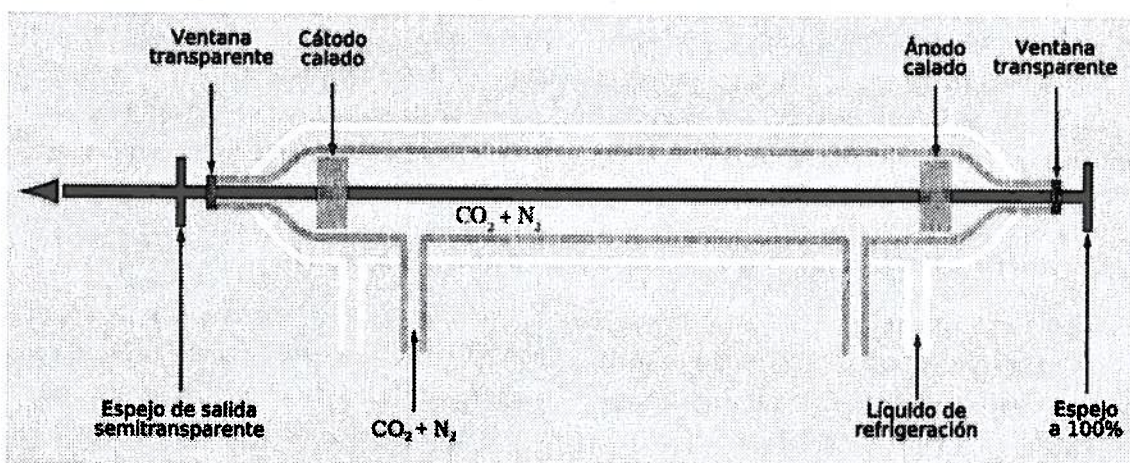


Fig. 21-6. Esquema del Láser de carbono.

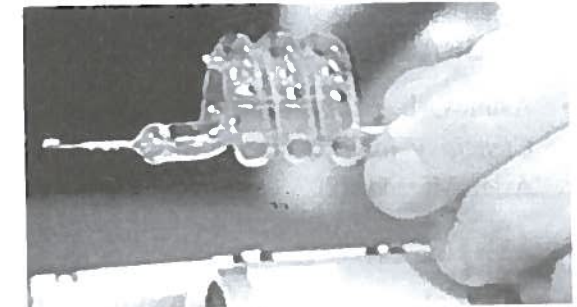


Fig. 21-4. El Láser de Maiman.

co entre dos o más capas de electrones. Al absorber esta energía los electrones pasan a una capa o nivel energético superior, estado denominado **metaestable** en el cual los electrones se encuentran excitados. En muy poco tiempo vuelve a emitir la energía absorbida (emisión espontánea) volviendo los electrones a su posición original. Si en el instante de ocurrir la emisión espontánea el material recibe una radiación electromagnética de la misma longitud de onda ocurre una amplificación de la radiación (radiación estimulada) a la manera de una resonancia. Las longitudes de onda que equivalen a las diferencias de nivel energético entre capas son características de cada especie atómica, de manera que pueden absorber o emitir solamente longitudes de onda determinadas, lo cual se utiliza para su identificación por espectroscopía de emisión o absorción.

Producción de rayos Laser

Una de las fuentes es el Laser sólido de rubí. Es un dispositivo que consta de un cilindro de rubí sintético rodeado por una lámpara fluorescente de xenón en forma de espiral alargado. El rubí contiene átomos de cromo, que tienen la propiedad de mantener átomos en estado excitado durante un tiempo relativamente prolongado (metaestables) sin emitir fotones. El rubí es excitado por medio de fotones provenientes de la lámpara de xenón. Cuando los primeros átomos de cromo emiten energía hacen que otros átomos hagan lo mismo; son los átomos que lo hubieran hecho espontáneamente más tarde. De esta manera se tienen dos fotones de la misma longitud de onda (el incidente y el emitido), los cuales se retroalimentan en un fenómeno de estimulación y amplificación semejante a la resonancia. Para una mayor permanencia de los fotones incidentes se utilizan espejos, de tal manera que causan a su vez la emisión de más fotones. Uno de los extremos tiene un espejo semirreflejante, lo cual proporciona la vía

de salida y una dirección a los rayos al mismo tiempo que una parte permanece para contribuir a la emisión estimulada. Se obtienen haces monocromáticos (visibles o infrarrojos) de fracciones de segundo de duración, con intervalos de pocos segundos, dirigidos en la misma dirección que el eje del rubí. La longitud de onda de los fotones del laser de rubí es de 694 nm.

El emisor de fotones puede ser también líquido o gaseoso. El gas emite rayos laser de forma continua.

El bisturí Laser es un haz infrarrojo emitido por carbono, que incide sobre un área de 1 mm² y se maneja con un microscopio. Su principal propiedad es la de coagular y esterilizar al mismo tiempo que realiza la incisión. El Laser a carbono es absorbido por el agua, de manera que la energía remanente se consume en la vaporización de agua corporal.

Un tipo de Laser muy usado actualmente es el Nd-YAG (neodimio-Yttrium Aluminio Granate). La estimulación se hace por medio de una lámpara de Kriptón.

Los fotones del laser utilizado en dermatología son absorbidos de forma exclusiva por la melanina.

En fisioterapia se utiliza el rayo laser como una forma más eficiente de aplicar rayos infrarrojos, con varias ventajas, especialmente:

- es monocromático, por lo que se pueden administrar rayos infrarrojos de 1.005 nm de longitud de onda, que son los más eficaces.

- la energía suministrada a los tejidos no varía con la distancia.

LECTURAS RECOMENDADAS

- Asimov, I. *Historia y Cronología de la Ciencia y los Descubrimientos*. Editorial Ariel. México, 2007.
- Frumento, A.S. *Biofísica*. 3ª Ed. Mosby / Doyma. Barcelona, 1995.
- Rodríguez Martín, J.M. *Electroterapia en Fisioterapia*. 2ª Edición. Editorial Médica Panamericana. Madrid, 2004.

22 Óptica geométrica y visión

Propiedades y comportamiento de la luz
Comportamiento de la luz en lentes y prismas
Física de la visión
Defectos de refracción del ojo

PROPIEDADES Y COMPORTAMIENTO DE LA LUZ

La luz se propaga en el aire y el vacío a una velocidad de 300.000 Km / seg., en línea recta. No es desviada por campos eléctricos ni magnéticos.

La luz presenta los fenómenos de la ondulatoria: reflexión, refracción, interferencia y difracción.

Reflexión de la luz

Es el regreso de la luz a su medio de origen cuando se encuentra con un medio diferente. Las superficies reflectantes son los espejos. La reflexión es el fenómeno físico mejor comprendido por la gente común. El hecho de que el ángulo de incidencia es igual que el ángulo de reflexión es dominado por cualquiera y es muy usado para tener control sobre el rebote de balones y de bolas de billar.

Refracción. Es la desviación de la luz cuando pasa de un medio a otro en el cual la velocidad de la luz es diferente. Sólo se produce si la incidencia es oblicua a la interfase (superficie

de división entre dos medios). En este caso algunas ondas del haz luminoso disminuyen su velocidad cuando otras aún no lo hacen, lo cual desvía el frente de ondas como si fuera el eje delantero de un vehículo que pasa (con dirección oblicua) de una superficie asfaltada a la arena. Cuando la incidencia es perpendicular todas las ondas se frenan al mismo tiempo y el frente de ondas no se desvía (fig.22-1).

Índice de refracción

Es un indicador de la capacidad de un material de desviar la luz. Su valor es el cociente

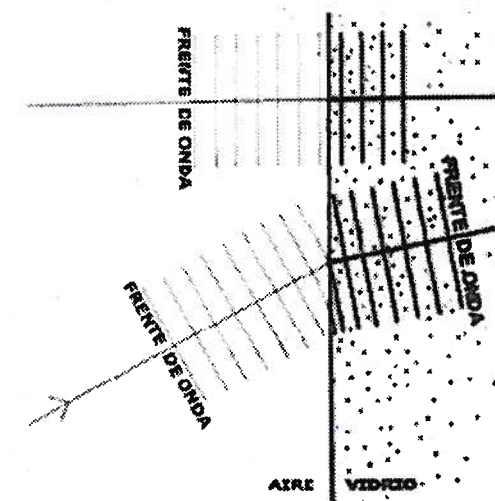


Fig. 22-1. Explicación del fenómeno de la refracción.

entre la velocidad de la luz en el aire y la velocidad a través del material considerado. Así, la velocidad de la luz en el aire $3 \cdot 10^8$ m/s y en el agua es de $2,25 \cdot 10^8$ m/s, por lo tanto el índice de refracción del agua es 1,33.

Ley de Snell. Es la que rige la refracción. Su expresión matemática es:

$$\text{Sen } i \cdot n_1 = \text{sen } r \cdot n_2$$

El seno del ángulo de incidencia \times índice de refracción del primer medio = el seno del ángulo de refracción \times índice de refracción del segundo medio.

Interferencia. Igual que en las ondas sonoras, las ondas luminosas pueden afectarse mutuamente en forma constructiva o destructiva. Así, dos rayos de luz que se desplazan en fase opuesta pueden anularse tanto que no dan imagen.

Difracción. Es la desviación de las ondas al pasar por bordes.

COMPORTAMIENTO DE LA LUZ EN LENTES Y PRISMAS

Estudiaremos como medios refractantes de interés solamente las lentes y prismas.

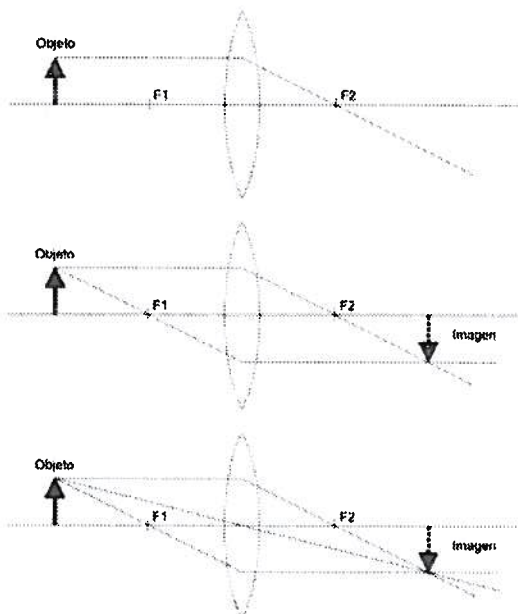


Fig. 22-2. Marcha de los rayos en lentes convergentes.

Comportamiento de la luz en lentes. La potencia o poder refractante de una lente se expresa en dioptrías, y se obtiene hallando la inversa de la distancia focal. $D = 1 / F$.

Las lentes pueden ser convergentes (por ejemplo biconvexas) o lentes positivas, y divergentes (por ejemplo bicóncavas) o negativas.

La formación de imágenes en las lentes se puede predecir considerando ciertos rayos cuya trayectoria pasa por los principales puntos de referencia, estos rayos se denominan rayos notables.

Marcha de los rayos en las lentes biconvexas (fig.22-2)

- los rayos que inciden sobre la lente paralelos al eje principal se refractan en el lado opuesto pasando por el foco.
- los rayos que inciden pasando por el foco se refractan paralelos al eje principal (caso opuesto al anterior).
- los rayos que pasan por el centro de la lente no se desvían.

Dos de estos tres rayos notables son suficientes para permitir determinar la imagen que se formará en cada caso.

Formación de imágenes en las lentes convergentes

Cuando el objeto se encuentra a mayor distancia que el foco la imagen formada es real e invertida, pero el tamaño varía según la posición del objeto respecto al foco:

Cuando la distancia es menor que el doble de la distancia focal pero mayor que la distancia focal (entre F1 y F2), el tamaño de la imagen es mayor que el del objeto (fig.22-3, A).

Cuando el objeto se encuentra al doble de la distancia focal (2F) la imagen es de igual tamaño, lo cual se comprueba en la construcción de imágenes por la altura y la distancia de la imagen (fig.22-3, B).

Cuando el objeto se encuentra muy distante (a una distancia mayor que el doble de la distancia focal) el tamaño de la imagen formada es menor que el tamaño del objeto (fig.22-3, C).

En cambio, si el objeto se encuentra en el foco o más cerca que el foco:

Si el objeto se encuentra en el foco (F1) los rayos no convergen y siguen paralelos al otro lado de la lente, la imagen no se puede formar en la retina, no hay imagen (se forma en el infinito).

Si el objeto se encuentra a una distancia menor que la distancia focal (por dentro de F1) los rayos refractados por la lente se van separando. La imagen formada es virtual, se encuentra en el mismo lado de la lente que el objeto, es derecha respecto al objeto y de mayor tamaño (fig 22-3, D).

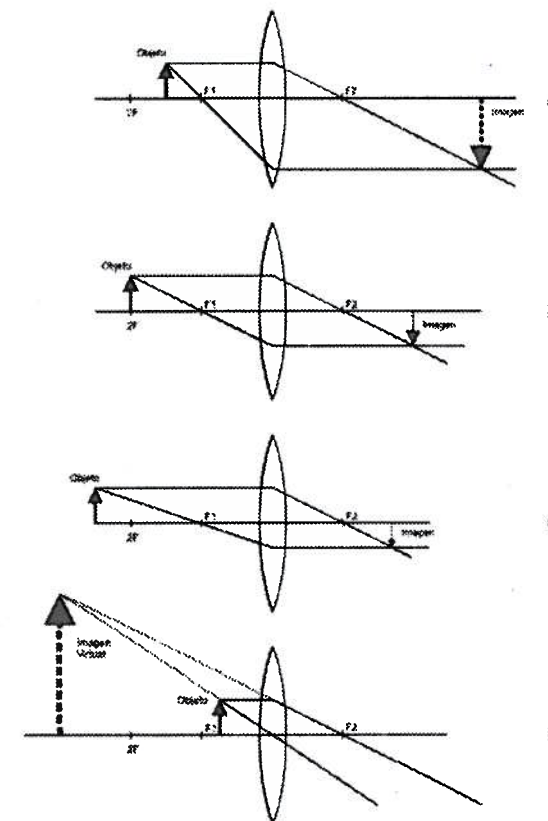


Fig. 22-3. Formación de imágenes en las lentes convergentes.

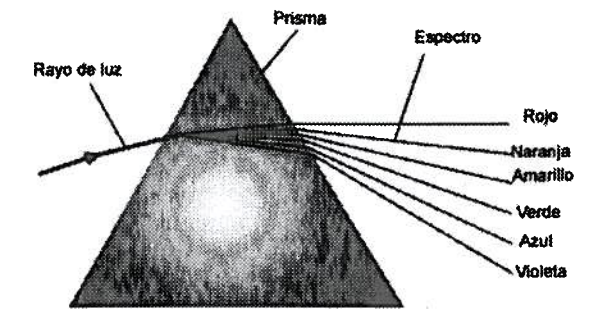


Fig. 22-4. Refracción de la luz en un prisma. Obsérvese la dispersión de los rayos al desviarse en mayor o menor medida cada uno de los componentes del espectro visible.

Comportamiento de la luz en prismas

Para que ocurra refracción la luz debe incidir sobre la superficie de un prisma en forma oblicua. La luz se desvía hacia la base. De hecho, las lentes consisten en dos prismas unidos por la base y adecuadamente pulidos. La desviación hacia lo que era la base del prisma determina la convergencia de la luz en el punto focal.

Los rayos luminosos se desvían al pasar a través de un prisma en mayor o menor medida de acuerdo a la energía que portan. Así, los rayos visibles que más se desvían son aquellos cuya longitud de onda corresponde a la franja violeta (fig.22-4). En el otro extremo se encuentran los rayos rojos. Esta dispersión de los rayos permite estudiar los colores absorbidos por un material que se interponga en el trayecto de la luz, fundamento de la técnica denominada espectroscopía.

FÍSICA DE LA VISIÓN

ESTRUCTURA BÁSICA DEL OJO

El ojo es un esferoide de aproximadamente 24 mm de diámetro, cuyos principales elemen-

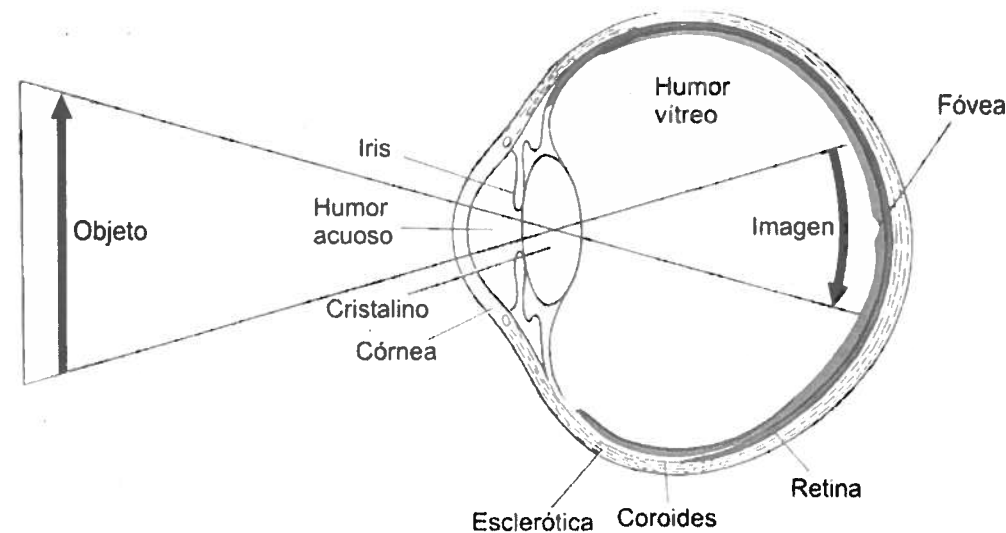


Fig. 22-5. Medios refractantes del ojo y modelo físico que lo presenta como una cámara fotográfica.

tos estructurales son las capas o tunicas y los medios refringentes.

CAPAS O TÚNICAS DEL OJO

Las membranas o capas del ojo son bien distinguibles en la parte posterior, sufriendo importantes modificaciones en la parte anterior ya que allí se encuentra el orificio pupilar así como componentes fundamentales para la acomodación y el control de la entrada de luz.

La capa externa, que recibe el nombre de esclerótica, es fibrosa y se continúa por delante con la córnea, el primero de los medios refringentes del ojo. La capa media o vascular es la coroides, que se continúa en la parte anterior con el iris, los procesos ciliares y el músculo ciliar. La capa interna o nerviosa es la retina, que termina por delante en las inmediaciones de los procesos ciliares formando un borde con forma de sierra que delimita la "ora serrata".

La retina está formada por varias capas de células. Histológicamente suelen describirse 10 capas pero funcionalmente las más importantes son tres:

- Capa de conos y bastones.
- Capa de células bipolares.
- Capa de células ganglionares.

Además es muy importante para la absorción de luz la capa de células pigmentarias (primera capa histológica).

MEDIOS REFRINGENTES DEL OJO

Córnea. Es un segmento de esfera con índice de refracción $n = 1,37$.

Humor acuoso. Es un líquido de índice de refracción $n = 1,33$ producido por los procesos ciliares. El espacio que ocupa está dividido por el iris en dos compartimientos denominados cámara anterior y cámara posterior del ojo, comunicados entre sí por el orificio pupilar. Este líquido es drenado a través del conducto de Schlemm, que se encuentra en la confluencia del iris con la unión esclero-corneal. La presión del globo ocular, cuyo valor normal es de 12 a 21 mm Hg., depende fundamentalmente del humor acuoso.

Cristalino. Es una lente biconvexa ubicada detrás del iris y del orificio pupilar. Se mantiene en su sitio por el tendón de Zinn, que se inserta en la zona ciliar. Su índice de refracción es $n = 1,41$. Es más plana en su cara anterior (radio de curvatura 10 mm) que en su cara posterior (radio de curvatura 6 mm).

Humor vítreo. Es la masa gelatinosa que se encuentra detrás del cristalino, llenando el

espacio comprendido entre éste y la retina. Su índice de refracción es $n = 1,33$.

FORMACIÓN DE IMÁGENES EN EL OJO

El ojo en conjunto se comporta como una lente de punto focal 17 mm, la distancia entre la cara posterior del cristalino y la retina. En consecuencia, su potencia es igual a 58 dioptrías, ya que $1 / 0,017 \text{ m} = 58,8 \text{ D}$. (el modelo didáctico conocido como ojo reducido de Listing, ya antiguo, consideraba una distancia focal de 15,5 mm, lo que daba una potencia de 64,5 D).

Acomodación. Es el proceso de modificación del poder dióptrico del ojo a fin de lograr la formación de imágenes sobre la retina aunque varíe la distancia de los objetos observados. Esta función recae en el cristalino, cuyo espesor y radio de curvatura depende del grado de tensión del tendón de Zinn, el cual a su vez es controlado por el músculo ciliar. De esta manera, cuanto más cercano esté un objeto cercano el cristalino debe adoptar la forma más esférica posible, pudiendo cambiar el radio de curvatura de la cara anterior de 10 cm. a 5,5 cm. El radio de curvatura de la cara posterior puede disminuir de 6 a 5,5 también. La acomodación no es necesaria cuando la vista se enfoca en objetos situados a más de 6 metros de distancia (visión lejana). Por otro lado, es imposible cuando los objetos se encuentran a menos de 10 cm. en los niños y 15 cm, 25 cm

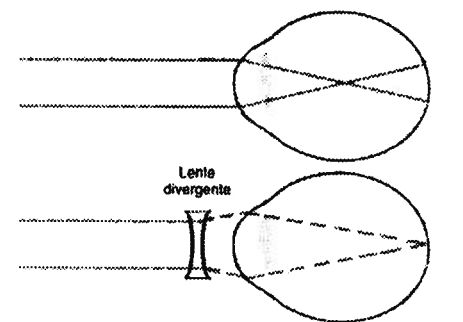


Fig. 22-6. Representación esquemática de la miopía. El foco se encuentra delante de la retina (A). La corrección es atrasarlo con una lente divergente (B).

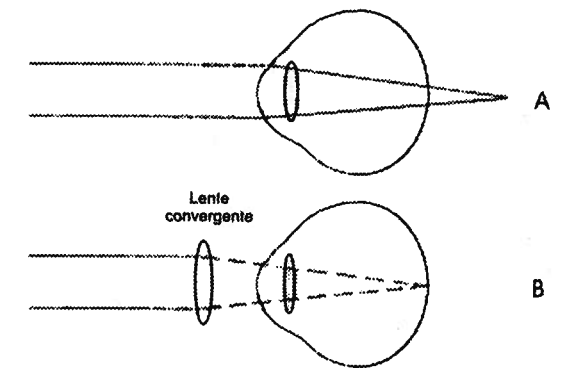


Fig. 22-7. Representación esquemática de la hipermetropía. El foco se encuentra detrás de la retina (A) y se lo debe adelantar con una lente convergente (B).

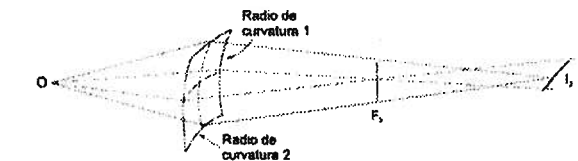


Fig. 22-8. Demostración esquemática del astigmatismo.

o más a medida que aumenta la edad. La acomodación se acompaña de convergencia de los ojos y disminución del diámetro de la pupila.

DEFECTOS DE REFRACCIÓN DEL OJO

Miopía

Es la formación de imágenes borrosas debido a que el foco se encuentra delante de la retina. La causa es el elevado poder dióptrico del cristalino (que hace adelantar el foco) o el excesivo diámetro antero-posterior del ojo. Este defecto se corrige con lentes negativas $-0,5 \text{ D}$, $-1,5 \text{ D}$, -2 D , etc.), lo cual disminuye la convergencia de los rayos y consigue adecuar el foco a la distancia a que se encuentra la retina.

Hipermetropía

En este caso el poder dióptrico está disminuido o el diámetro antero-posterior del ojo es corto. El foco se encuentra detrás de la retina y hay que adelantarlos, lo cual se consigue con lentes positivas ($+0,75 \text{ D}$, $+1,5 \text{ D}$, etc.).

Astigmatismo

En este caso el foco coincide con la retina sólo para determinados diámetros de la córnea, formándose focos lineales y no puntuales (fig.22-8). Se debe a que el radio de curvatura no es el mismo en diferentes diámetros de la córnea. Se corrige con lentes cilíndricas, cuyos ejes deben colocarse perpendicularmente al meridiano anormal (para rellenar el defecto). A su vez estas lentes cilíndricas deberán ser positivas o negativas, ya que el astigmatismo es miópico o hipermetrópico.

Presbicia

Es la pérdida de la capacidad de acomodación del ojo, por la pérdida de la elasticidad del cristalino. Es común en las personas de edad avanzada. Para acomodar la visión los afec-

tados utilizan lentes bifocales, que son lentes para visión lejana o de reposo que llevan superpuestos en una parte del antejo unas lentes más pequeñas para la visión cercana.

LECTURAS RECOMENDADAS

- Aurengo, A., Petitzler, T. *Biofísica*. 3ª Ed. Mc Graw Hill – Interamericana. Madrid, 2008.
- Giancoli, D. *Física. Principios con aplicaciones*. 6ª Edición. Pearson Educación. México, 2007.
- Kane, J., Sternheim, M. *Física*. 2ª Edición. Ed. Reverté S.A. Madrid, 1998.
- Serway, R., Jewett, J. *Física II*. International Thomson Editores. México, 2004.

23**Instrumentos ópticos**

Endoscopios y fibroscopios

Microscopio óptico

Microscopio de campo oscuro

Microscopio de interferencia

Microscopio electrónico

Espectroscopía

ENDOSCOPIOS Y FIBROSCOPIOS**Reflexión interna total**

Cuando un rayo incide sobre una superficie desde el medio más denso al medio menos denso, la refracción se produce alejándose de la normal; a medida que se aumenta el ángulo de incidencia, el ángulo de refracción también aumenta hasta llegar a ser de 90° . Más allá de este punto ya no hay refracción, sino una reflexión hacia el medio de origen del 100% de la luz (de ahí la palabra total).

Por lo que sabemos de los prismas, se comprende que se puede usar el fenómeno de la reflexión interna total para pasar imágenes de un prisma a otro, de manera que la imagen viaje sin tener que “doblar”. Así se idearon los prismáticos o lentes binoculares, y más recien-

temente los endoscopios con los cuales se puede observar el interior de los órganos huecos o las cavidades articulares.

Los endoscopios fueron diseñados inicialmente con prismas adecuadamente colocados a lo largo de un conducto, lo cual, por múltiples reflexiones, permitía a la imagen recorrer larga distancia. Como era de esperar, estos endoscopios eran rígidos.

Al comprobarse que un cilindro de vidrio permitía la reflexión en su interior como si fuera un conducto con prismas en las paredes, se ideó la fibra óptica: un cable grueso que contiene múltiples cilindros de vidrio (del diámetro de cabellos) en su interior. Cada cilindro transmite una pequeña parte de la imagen, de manera que en el extremo ocular de un cable de fibra óptica se encuentra formada la imagen de los objetos presentes frente al otro extremo. Los endoscopios flexibles contruidos con este concepto se denominan fibroscopios. Están

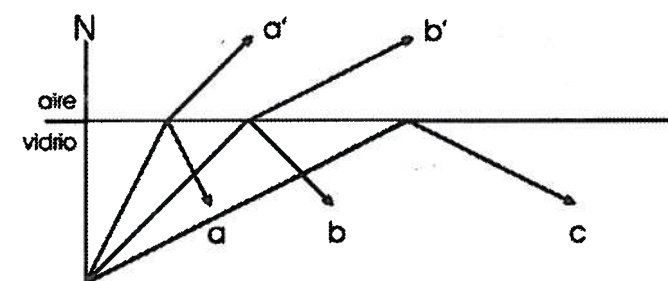


Fig. 23-1. Reflexión interna total. La incidencia del haz C ya no produce refracción sino solamente reflexión.

equipados con diversos accesorios (lo mínimo es una cámara y una luz fría), incluyendo algunos instrumentos. El cable del endoscopio debe ser lo más corto posible, debido a una pérdida del 8% de la cantidad de luz por cada 33,3 cm de distancia.

MICROSCOPIOS ÓPTICOS

Existen varios tipos de microscopio óptico. El clásico es el microscopio compuesto, pero también describiremos aquí el microscopio simple, el microscopio de campo oscuro y el de interferencia. En general los nuevos tipos de microscopio compuesto representan avances para la observación de células en todo su espesor, vivas y sin colorear, como ser células sanguíneas, protozoarios en la sangre, incluso bacterias.

MICROSCOPIO SIMPLE

El microscopio simple es la lupa, consistente en una lente biconvexa única, por lo tanto es convergente (positiva). La imagen que da es real, invertida y mayor que el objeto.

Una confusión habitual se presenta por el hecho de que la lupa actúa de ocular en el microscopio compuesto; en ese caso las características de la imagen que da son diferentes, lo cual analizaremos al llegar a ese punto.

FORMACIÓN DE IMÁGENES POR UNA LUPA

Se ha descrito en el capítulo 20 a propósito de las lentes biconvexas o convergentes. Lo resumiremos aquí en lo que concierne a una lupa formando parte de un microscopio compuesto.

Cuando el objeto se encuentra a mayor distancia que el foco la imagen formada es real e invertida, pero el tamaño varía según la posición del objeto respecto al foco, situaciones mostradas en la fig. 22-3 del capítulo anterior.

Si el objeto se encuentra en el foco (F1) los rayos no convergen y siguen paralelos al

otro lado de la lente, no se forma imagen en la retina (se forma en el infinito).

Si el objeto se encuentra a una distancia menor que la distancia focal (por dentro de F1) la imagen es virtual, se encuentra en el mismo lado de la lente que el objeto, es derecha respecto al objeto y de mayor tamaño.

Este último es el caso de una lupa que forma parte de un microscopio compuesto. Actúa como ocular y debe tomar una imagen formada por la lente objetivo. Se la coloca (en la construcción del microscopio compuesto) de tal manera que esta imagen esté, como en el último caso mencionado, por dentro de F (a una distancia menor que la distancia focal). La imagen dada es, entonces, virtual, mayor y derecha respecto a la imagen virtual provista por el objetivo, pero **invertida respecto al objeto examinado**.

MICROSCOPIO ÓPTICO COMPUESTO

Está construido con dos lentes convergentes de pequeña distancia focal.

La primera lente, llamada **lente objetivo**, produce una imagen de un objeto cercano, colocado inmediatamente por delante del foco (F1). La imagen formada por el objetivo es real, invertida, mayor.

La segunda lente es el ocular, la distancia respecto de la lente objetivo se regula de manera que la imagen dada por el objetivo esté más cerca que la distancia focal de la lente ocular. Entonces el ocular toma la imagen real dada por el objetivo y forma de ella una imagen virtual y mayor. Esta segunda imagen es, además,

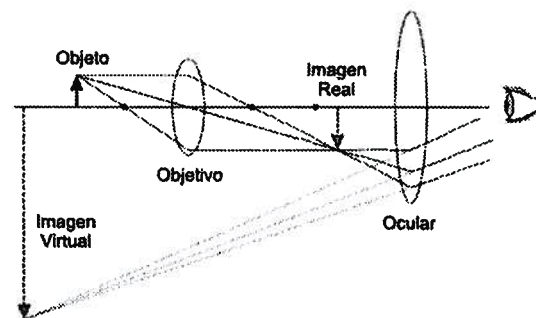


Fig. 23-2. Esquema de un microscopio compuesto. Se muestra solamente la disposición de las lentes y no otros componentes como condensadores o fuentes de luz.

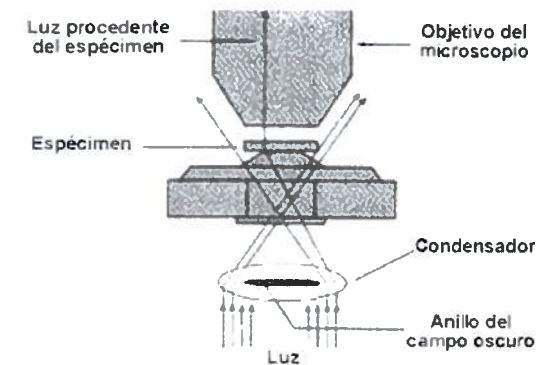


Fig. 23-3. Esquema del microscopio de campo oscuro.

derecha con respecto a la primera imagen pero invertida respecto al objeto.

Condensador. Es un dispositivo para concentrar la luz sobre el material a estudiar; puede consistir en unas lentes o un espejo.

MICROSCOPIO DE CAMPO OSCURO

Inicialmente se conoció como ultramicroscopio. Es un microscopio óptico arreglado para que el objetivo reciba solamente rayos luminosos desviados por la muestra (especimen) u objeto colocado en el portaobjetos. Para ello el objeto debe recibir iluminación lateral que al desviarse irá directamente hacia la lente objetivo (fig. 23-3). Como resultado el fondo es oscuro.

MICROSCOPIO DE INTERFERENCIA

Su principal cualidad es aumentar el contraste de un objeto transparente, por ejemplo una célula sin tinción. El fundamento es el siguiente:

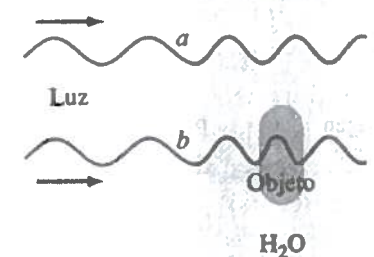


Fig. 23-4. Desfasaje de ondas al pasar por medios diferentes. El objeto representado es una célula en su mayor parte transparente y una parte menos transparente (núcleo u organoide).

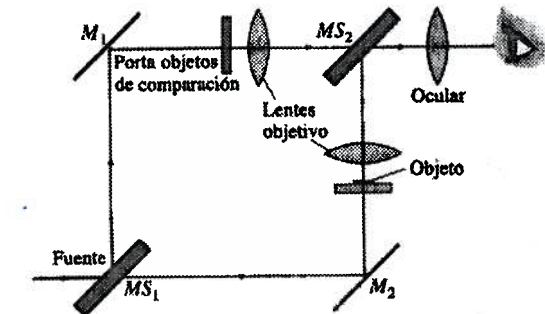


Fig. 23-5. Microscopio de interferencia. Los espejos MS1 y MS2 son semirreflejantes. Los espejos M1 y M2 son normales.

La luz que atraviesa la parte transparente de un objeto sale de él sin alterar la forma de la onda, mientras que la luz que atraviesa una parte menos transparente (por ejemplo el núcleo) ha disminuido su velocidad y por lo tanto las fases de la onda no coinciden con las fases de la onda que ha pasado por la parte transparente (fig. 23-5). Este desfase no es percibido por el ojo, así que el microscopio de interferencia funciona controlando el grado de interferencia entre ondas que están en diferente fase modificando la longitud de la trayectoria, como se ajusta la distancia entre ocular y objetivo en el clásico microscopio compuesto. Esto permite que las diferencias de espesor de los objetos atravesados se traduzcan en una diferencia de brillantez de la imagen, ya que la interferencia máxima dará el color negro y lo opuesto (como la resonancia en acústica) producirá la máxima luminosidad.

Componentes y funcionamiento

El microscopio de interferencia utiliza dos espejos semirreflejantes (se fabrican semiplatados para este efecto), dos espejos 100% reflejantes (normales), dos portaobjetos de los cuales uno contiene el objeto a estudiar y el otro está vacío. El funcionamiento consiste en hacer pasar la luz de la misma fuente, dividida en dos trayectorias por el primer espejo semirreflejante; un haz luminoso pasa por el objeto a estudiar y el otro por el portaobjetos vacío. El segundo espejo semirreflejante hace lo inverso que el primero: reúne los dos haces de luz para que el ojo vea dos imágenes superpuestas con diferente grado de luminosidad de las partes del objeto.

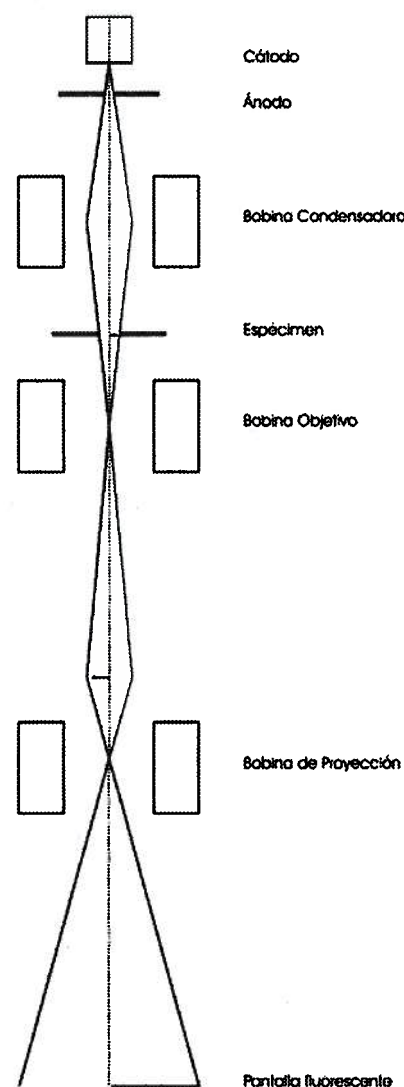


Fig. 23-6. Elementos de un microscopio electrónico de transmisión.

MICROSCOPIO ELECTRÓNICO

Las partículas, al alcanzar gran velocidad, tienen comportamiento ondulatorio. Esto permite utilizar electrones en lugar de luz, con la ventaja de que el movimiento ondulatorio de los electrones tiene menor longitud de onda que la luz, lo cual otorga al microscopio electrónico un mayor poder resolutivo, que suele ser del orden de nanómetros.

Otra diferencia importante es que el microscopio electrónico utiliza bobinas magnéticas en lugar de espejos; las bobinas desvían los electrones de la misma manera que las lentes des-

vían la luz. Además, no se utiliza portaobjetos de vidrio sino soportes plásticos. Finalmente, como los electrones no se ven, forman imágenes por la fluorescencia que producen en una pantalla. Las imágenes pueden ser observadas por medio de un ocular lateral, o pueden incidir sobre placas fotográficas o ser proyectadas (fig. 23-6).

En resumen, el microscopio electrónico utiliza varias bobinas: bobina condensadora, bobina objetivo y bobina de proyección. Además, genera los electrones como rayos catódicos y utiliza una pantalla fluorescente.

Los electrones son fácilmente absorbidos por el material estudiado, por lo cual se requieren cortes muy delgados. Los átomos más pesados son los que absorben más luz, de la misma manera que en el microscopio óptico la absorben las partes más teñidas, por ello se impregnan los especímenes con osmio, o algún otro elemento de elevado peso atómico.

MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE BARRIDO

La aparición de este tipo de microscopio hizo que al anterior se pase a llamar microscopio de transmisión. Su ventaja es que permite observar con relieve la superficie del material estudiado. La técnica se basa en la emisión de electrones por parte del objeto (por interacciones con los rayos catódicos), luego actúan un conjunto de dispositivos que equivalen a un equipo de gammagrafía (cristal de centelleo, fotomultiplicadores, etc.).

ESPECTROSCOPÍA

ESPECTRO LUMINOSO

El espectro luminoso es el conjunto de rayos procedentes de la descomposición de la luz compuesta.

Newton descubrió que la luz blanca, al pasar por un prisma de vidrio, se desviaba y se descomponía en varios colores, en realidad en número infinito pero de los cuales distinguimos nítidamente seis, debido al rango de discriminación de colores del ojo humano. Aunque siem-

pre se habla de los siete colores del espectro solar, creemos que ello no es justificado pues el sexto color que es el índigo (añil, o morado claro) es muy similar al séptimo, el violeta, y ocupa solamente una franja muy delgada junto a él, como si fuera sólo una tonalidad.

Al descomponerse, los rayos luminosos se separan; el color que se desvía más es el violeta, el que menos se refracta es el rojo, en este orden: rojo, naranja, amarillo, verde, azul y violeta. La luz que no se descompone al pasar por el prisma se denomina monocromática, pues está constituida por un solo color.

El grado de desviación depende del índice de refracción de cada color, el cual guarda relación inversa con la longitud de onda.

El espectro de las radiaciones visibles se encuentra entre los 4.000 y 8.000 Angstrom. Por debajo de la luz violeta (longitudes de onda menores de 4.000 Å.) se encuentran los rayos ultravioleta, que poseen efectos químicos característicos, y por encima de los rayos rojos se encuentran los rayos infrarrojos, de gran acción calorífica.

LÍNEAS ESPECTRALES Y LÍNEAS DE FRAUNHOFER

En 1814 Fraunhofer distinguió unas líneas en el espectro solar, luego se descubrieron otras líneas dependiendo de la naturaleza de los cuerpos que emiten la luz. A diferencia de lo que ocurría cuando la luz solar pasaba por un prisma (se obtenían los colores del espectro solar) al hacer pasar por un prisma la luz procedente de un cuerpo incandescente que emitía luz no se obtenía el espectro solar sino una gama discreta de colores, es decir longitudes de onda bien definidas y en combinaciones que variaban con cada material emisor.

Se buscó entonces la explicación que justificara las longitudes de onda emitidas por cada sustancia; la explicación es que estando los electrones en diferentes niveles energéticos solamente pueden emitir longitudes de onda cuyas energías coincidan con la diferencia de energía entre capas. En otras palabras, los átomos de determinada especie atómica solamente emiten longitudes de onda equivalentes a la energía desprendida al pasar de la capa 3 a la

capa 2, de la capa 4 a la capa 1, etc., pudiendo haber varias combinaciones características de cada especie atómica. Las líneas espectrales descubiertas por Fraunhofer en el espectro solar pueden obtenerse aisladamente mediante el paso a través de prismas de luz proveniente de sustancias incandescentes. La posición de estas líneas en el espectro solar es fija y sirven como punto de referencia para describir el espectro de diversas sustancias.

Los espectros de emisión son originados por fuentes luminosas, y los espectros de absorción por el paso de haces de luz a través de cuerpos que no son perfectamente transparentes.

ESPECTRO DE EMISIÓN

Al calentar cuerpos (sólidos o líquidos) hasta temperaturas de 1.500 grados C. o más, de manera que se ponen incandescentes y se descompone la luz que emiten, se obtiene un espectro continuo, es decir sin interrupción, en el que los colores pasan de uno a otro sin solución de continuidad. Por su parte, los gases y vapores de metales incandescentes emiten un espectro de líneas, separadas por espacios oscuros. El sodio emite un espectro constituido por una sola línea amarilla. A mayor temperatura aumentan las líneas obtenidas. Estas líneas permiten el análisis espectral.

ESPECTRO DE ABSORCIÓN

Al hacer pasar un haz de luz blanca a través de ciertas sustancias, algunas longitudes de onda son absorbidas de una forma que caracteriza a cada sustancia, de manera que al descomponer con un prisma la luz no absorbida se observan las bandas o líneas oscuras que caracterizan a cada sustancia. Las líneas o bandas oscuras corresponden a las longitudes de onda faltantes, es decir, absorbidas antes.

Los gases y vapores dan espectros de absorción de líneas, los sólidos y líquidos dan espectros de absorción de bandas. Como el espectro de emisión del sodio da una línea amarilla, y en su espectro de absorción en la zona del color amarillo se observa una línea oscura,

Charles, ley de 102
 Circuitos del tubo de rayos X 153
 Coligativas, propiedades 19
 Coloides, propiedades 18
 Comportamiento de la luz en lentes 212
 Comportamientos de la luz en prismas 213
 Composición del aire alveolar 105
 Composición del aire atmosférico 105
 Compton, efecto 169
 Conductión continua 39
 Conductión saltatoria 40
 Conductancia 38
 Conservación de la energía 113
 Contadores 181
 Contracción a post-carga 51
 Contracción auxotónica 50
 Contracción excéntrica 51
 Contracción isométrica 50
 Contracción isotónica 50
 Contracción muscular, fenómenos eléctricos 47
 Contracción muscular, mecanismo 45
 Contracción muscular, papel del ATP 46
 Contracción muscular, tipos 50
 Contracción muscular, papel del calcio 46
 Contratransporte 26
 Conversión entre Celsius y Fahrenheit 121
 Corriente eléctrica 130
 Corriente peligrosa, características 132
 Corrientes alternas de alta frecuencia 136
 Corrientes farádicas 135
 Corrientes galvánicas 135
 Corrientes interferenciales 137
 Corrientes moduladas 137
 Costo energético de la actividad física 118
 Cotransporte 26
 Coulomb, ley de 128
 Cristal líquido 24
 Cronaxia 48
 Cronaxiometría 48
 Cualidades del sonido 191

D
 Dalton, Ley de 104
 Decibel 192
 Densidad 84
 Densidad de los gases 103
 Deposición 144, 176
 Derivaciones electrocardiográficas 73
 Derivaciones aumentadas de extremidades 75
 Derivaciones bipolares standard 74
 Derivaciones precordiales 76
 Descenso crioscópico 19
 Descompresión, enfermedad por 109
 Desintegración alfa 163
 Desintegración beta 164
 Desintegración gamma 164
 Despolarización 37
 Detectores de centelleo 181
 Detectores de película 181
 Detectores por ionización 180
 Detectores termoluminiscentes 182
 Determinísticos, efectos 174
 Diagrama tensión-longitud 49
 Diatermia 136
 Diferencia de potencial 132

Difusión 27
 Difusión de CO₂, gradiente 106
 Difusión de los gases 104
 Difusión de oxígeno, gradiente 106
 Difusión facilitada 27
 Dilatación anómala 84
 Dispersiones 17
 Dispersiones coloidales 17
 Dispersiones gruesas 17
 Dominios magnéticos 140
 Donnan, equilibrio 30
 Doppler 192
 Dosificación en electroterapia 137
 Dosis en radiobiología 177

E
 ECG, papel electrocardiográfico 78
 Ecografía, fundamentos 194
 Ecografía, modo A 195
 Ecografía, modo B 195
 Ecografía, modo M 195
 Ecuación de Carnot y segundo principio 116
 Ecuación de continuidad 89
 Ecuación de Nernst 36
 Ecuación general del estado gaseoso 102
 Efecto Compton 169
 Efecto Doppler 192
 Efecto Fenn 53
 Efecto fotoeléctrico 169
 Efecto Joule 132
 Efecto termogénico 118
 Efectos biológicos de las radiaciones 173
 Efectos biológicos de las radiaciones, mecanismos 175
 Efectos cancerígenos de las radiaciones 173
 Efectos determinísticos 174
 Efectos directos de las radiaciones 174
 Efectos estocásticos 173
 Efectos genéticos de las radiaciones 173
 Efectos indirectos de las radiaciones 174
 Efectos somáticos 175
 Efectos teratogénicos 175
 Eficiencia de una máquina térmica 116
 Einthoven, ley de 75
 Einthoven, triángulo de 75
 Einthoven, Wilhelm 15
 Eje eléctrico del corazón 72
 Eje eléctrico, cálculo 79
 Electricidad, historia de conocimientos 127
 Electricidad, naturaleza 127
 Electricidad, potencia de la 131
 Electricidad, trabajo de la 131
 Electrobisturí 137
 Electrocardiografía, bases físicas 71
 Electrocardiograma, ondas 78
 Electrocardiograma, trazado normal 78
 Electrocutación 132
 Electrocutación, efecto calorigénico 133
 Electrocutación, efecto sobre la excitabilidad 133
 Electrocutación, efectos sobre el organismo 133
 Electrocutación, electroporación. 133
 Electrocutación, medidas de urgencia 134
 Electrocutación, relación con la intensidad 134
 Electroimán 147
 Electromagnético, espectro 142
 Electromagnetismo 141

Electromiografía 54
 Electromiografía de fibra aislada 55
 Electromiografía global 54
 Electromiografía, patrones gráficos 55
 Electroterapia 134
 Electroterapia, clasificación 134
 Electroterapia, dosificación 137
 Emisión de neutrones 164
 Emisión radioactiva, tipos 163
 Emisión, espectro de 221
 Energética del músculo esquelético 47
 Energía, conservación de la 113
 Enfermedad aguda por radiación 178
 Enfermedad de las montañas aguda 111
 Enfermedad por radiación, forma crónica 179
 Equilibrio del cuerpo humano 58
 Equilibrio Donnan, consecuencias 32
 Equivalente 19
 Equivalente 21
 Escala Celsius 120
 Escala Fahrenheit 120
 Escala Kelvin 120
 Escala Rankine 120
 Escalas termométricas 120
 Escalofríos 125
 Espectro de absorción 221
 Espectro de emisión 221
 Espectro electromagnético 142
 Espectro luminoso 220
 Espectrofotometría 222
 Espectroscopía 220, 222
 Espectroscopio 220
 Espirometría 106
 Estado gaseoso, ecuación general 102
 Estocásticos, efectos 173
 Estructura del átomo 159
 Estructura del ojo 214
 Excitabilidad del músculo 48
 Excitación del músculo esquelético 47
 Excitación e ionización 166
 Exposición laboral 180
 Exposición natural y artificial a la radiación 180

F
 Factor calidad de radiaciones 170
 Fahräus - Lindqvist, fenómeno 85
 Fahrenheit, escala 120
 Fenómeno de la escalera 51
 Fenómeno de Fahräus - Lindqvist 85
 Fenómenos acústicos 191
 Fenómenos eléctricos de la contracción muscular 47
 Ferromagnetismo 140
 Fibra óptica 217
 Fibras nerviosas, clasificación 40
 Fick, Adolf 14
 Fiebre 125
 Física de los gases 101
 Flujo laminar y turbulento 94
 Fonación 200
 Fonación, articulación 201
 Formación de imágenes 212
 Formación de imágenes en el ojo 215
 Formación de imágenes en una lupa 218
 Formación de la voz 201
 Formación de pares 169

Fotoeléctrico, efecto 169
 Frank-Starling, ley de 66
 Fraunhofer, líneas de 221
 Frecuencia de Larmor 146
 Frecuencia de resonancia 146
 Fuerza muscular 52
 Fuerzas nucleares 162

G
 Galvanómetro 131
 Gammagrafía 184
 Gammagrafía de cuerpo entero 185
 Gases, difusión 104
 Gasto caudal en los líquidos reales 93
 Gay-Lussac, ley de 102
 Genéticos, efectos 173
 Gibbs-Donnan, ecuación de 32
 Golpe de calor 125
 Gradiente de difusión de CO₂ 106
 Gradiente de difusión de oxígeno 106
 Gradiente químico 27

H
 Henry, ley de 104
 Hill, A. V. 14
 Hipermetropía 215
 Hiperpolarización 37
 Hipotermia 125
 Houndsfield, unidades 156

I
 Índice de refracción 211
 Instrumentos ópticos 217
 Intensidad del sonido 191
 Interacción de las partículas beta 167
 Interacciones de la radioactividad 166
 Interacciones de las partículas alfa 166
 Interferenciales, corrientes 137
 Ionización 166, 167
 Iontoforesis 135
 Irreversibilidad y segundo principio 116
 Isobárica, transformación 102
 isotérmica, transformación 101
 Isótopos 162
 Isovolumétrica, transformación 102

J
 Joule 116
 Joule, efecto 132

K
 Kelvin, escala 120
 Kilovoltaje 153
 Kirchhoff, ley de 75

L
 Laplace, ley de 67
 Ley básica de la radiosensibilidad 175
 Ley de absorción de rayos X 154
 Ley de Avogadro 103
 Ley de Bergonie y Tribondeau 175
 Ley de Boyle-Mariotte 101
 Ley de Charles 102
 Ley de Coulomb 128
 Ley de Dalton 104

Ley de Einthoven 75
 Ley de Frank-Starling 66
 Ley de Gay-Lussac 102
 Ley de Henry 104
 Ley de Kirchhoff 75
 Ley de Laplace 67
 Ley de Raoult 20
 Ley de Tate 87
 Ley de van der Waals 102
 Ley del caudal 90
 Ley del cuadrado inverso en protección radiológica 179
 Ley del todo o nada 39
 Líneas de Fraunhofer 221
 Líneas de fuerza en un campo eléctrico 129
 Líneas espectrales 220
 Líquidos newtonianos 92
 Líquidos no newtonianos 92
 Líquidos reales 91
 Lupa, formación de imágenes 218
 Luz solar 210
 Luz, naturaleza 203
 Luz, reflexión 211
 Luz, teoría del color 205
 Luz, velocidad 203

M

Magnetismo 139
 Magnetismo, relación con la electricidad 139
 Magnetoconstricción 194
 Marey, principio de 95
 Masa específica 84
 Mecánica de la audición 197
 Mecánica respiratoria 105
 Mecanismo de contracción muscular 45
 Mecanismo del trinquete 46
 Mecanismos de los efectos biológicos 176
 Medios refringentes del ojo 214
 Melatonina, posibles efectos de los CEM 143
 Membrana celular, capacidad 35
 Membrana celular, conductancia 35
 Membrana celular, estructura 24
 Membrana celular, teoría de la 23
 Membrana celular, transporte a través de 25
 Membrana, potenciales de 35
 Mercurio como sustancia termométrica 119
 Mesones 161
 Metabolismo basal 116
 Microscopio de campo oscuro 219
 Microscopio de interferencia 219
 Microscopio electrónico 220
 Microscopio electrónico de barrido 220
 Microscopio óptico compuesto 218
 Miliamperaje 153
 Miofibrilla 44
 Miofilamentos 44
 Miografía 48
 Miopía 213
 Modelo de Rutherford 159
 Modelo de Thompson 159
 Modos ecográficos 195
 Moduladas, corrientes 137
 Mol 20
 Momento magnético 145

Momento magnético intrínseco 145
 Mosaico fluido 24
 Movimiento ondulatorio, elementos 190
 Movimientos vibratorios 189
 Muerte celular 175
 Müller, Johannes 14
 Músculo cardíaco, frecuencia espontánea 64
 Músculo cardíaco, morfología 63
 Músculo cardíaco, potenciales de acción 64
 Músculo cardíaco, propiedades 63
 Músculo cardíaco, velocidad de conducción 64
 Músculo esquelético lento 43
 Músculo esquelético rápido 43
 Músculo esquelético, energética 47
 Músculo esquelético, estructura 43

N

Narcosis por nitrógeno 108
 Naturaleza de la luz 203
 Nernst, ecuación de 36
 Neumotacógrafo 107
 Neutrones 161
 Neutrones, interacciones 168
 Normalidad 19
 Nucleidos 163
 Número de Avogadro 21
 Número de Reynolds 94

O

Ohm 130
 Oído interno 197
 Ojo, estructura 214
 Ondas cortas 136
 Ondas electromagnéticas 141
 Ondas electromagnéticas, propiedades 141
 Ondas sonoras 189
 Órgano de Corti 198
 Osciloscopio de rayos catódicos 41
 Osciloscopio de rayos catódicos, partes 42
 Osmol 21
 Osmolaridad 28
 Ósmosis 28

P

Palancas 59
 Palancas, análisis vectorial 60
 Palancas, ventaja mecánica 60
 Partículas beta- interacciones 167
 Partículas beta+, interacciones 168
 Partículas nucleares 161
 Pauli, principio de Exclusión 160
 Protección radiológica, principios 179
 Pérdida de calor 123
 Período de semidesintegración 165
 Período latente 49
 Período refractario 38
 Período refractario en el músculo 48
 Piezoelectricidad 193
 Pirógenos 125
 Plano en RM, selección 146
 Poder ionizante 167
 Polos magnéticos 139
 Ponderación en T1 y T2 147
 Positrones, tomografía por emisión de 186
 Postulado de Clausius 115
 Postulado de Kelvin 115

Potencia del corazón 68
 Potencia de la electricidad 131
 Potencia muscular 52
 Potencial de acción, propagación 39
 Potencial de equilibrio 36
 Potencial de membrana, origen 36
 Potencial de reposo 36
 Potencial eléctrico 130
 Potencial en espiga 37, 38
 Potenciales de acción, registro 40
 Potenciales de membrana 35
 Presesión 145
 Presbicia 216
 Presión arterial media 96
 Presión atmosférica 110
 Presión barométrica 103
 Presión del vapor 19
 Presión diastólica 96
 Presión diferencial 96
 Presión manométrica 103
 Presión osmótica 29
 Presión osmótica, medición 30
 Presión sanguínea, definición 95
 Presión sanguínea, efectos de la gravedad 99
 Presión sanguínea, método auscultatorio 97
 Presión sanguínea, método palpatorio 98
 Presión sanguínea, métodos directos de medición 96
 Presión sanguínea, métodos ultrasónicos 99
 Presión sanguínea, unidades 95
 Presión sistólica 95
 Presión, flujo y resistencia, relaciones 94
 Presiones respiratorias 103
 Primer principio de la termodinámica 113
 Principio de Bernoulli 90
 Principio de exclusión de Pauli 160
 Principio de Marey 95
 Prismas 213
 Proceso adiabático 116
 Producción de calor 122
 Producción de calor en el músculo 52
 Producción de rayos X 152
 Propagación del potencial de acción 39
 Propagación del sonido 191
 Protección radiológica 179
 Protección radiológica, ley del cuadrado inverso 179
 Prueba de Rinne 199
 Prueba de Schwabach 200
 Prueba de Weber 199
 Pruebas de la audición 199

Q

Quarks 161

R

Radiación electromagnética, interacciones 169
 Radiación secundaria 154
 Radiaciones de frenado 167
 Radiaciones, poder de penetración 177
 Radiaciones, unidades de dosis 170
 Radioactividad 163
 Radiodiagnóstico 183
 Radiofármacos 183
 Radiografía 154
 Radiografía contrastada 155
 Radioisótopos en medicina nuclear 183

Radioisótopos, dilución isotópica 183
 Radioscopia 155
 Radiosensibilidad, ley básica de 175
 Radioterapia conformacional 186
 Radioterapia por irradiación externa 186
 Radioterapia por irradiación intersticial 186
 Rankine, escala 120
 Raoult, ley de 20
 Rayos característicos 154
 Rayos catódicos, propiedades 41
 Rayos infrarrojos, propiedades 207
 Rayos infrarrojos, usos en medicina 208
 Rayos LASER 208
 Rayos LASER, producción 209
 Rayos ultravioleta 206
 Rayos ultravioleta, efectos 207
 Rayos X generales 154
 Rayos X, descubrimiento 151
 Rayos X, ley de absorción 154
 Rayos X, naturaleza 151
 Rayos X, producción 152
 Rayos X, propiedades 151
 Reflexión de la luz 211
 Reflexión interna total 217
 Refracción, índice de 211
 Registro bifásico 41
 Registro de los potenciales de acción 40
 Registro monofásico 40
 Regla de la mano derecha 141
 Reglas de Soddy 164
 Reobase 48
 Requerimiento energético 117
 Resistencia 130
 Resistencia eléctrica del cuerpo 132
 Resistencia en la circulación 91
 Resistencia, cálculo 93
 Resonancia magnética 144
 Resonancia magnética funcional 149
 Resonancia magnética, componentes del equipo 147
 Resonancia magnética, explicación 146
 Resonancia magnética, formación de imágenes 146
 Resonancia magnética, ventajas e inconvenientes 148
 Respiración en la altura 110
 Reynolds, número de 94
 Ruidos cardíacos 68
 RX diagnósticos 155
 RX terapéuticos 155

S

Sacudida muscular 49
 Sarcómera 44
 Sedimentación 17
 Segundo principio de la termodinámica 115
 Semidesintegración, período de 165
 Sensibilidad de los tejidos a la radiación 175
 Series radioactivas 165
 Síndrome gastrointestinal 178
 Síndrome hematopoyético 178
 Síndrome neurológico 178
 Sistema de excitación-conducción 64
 Sistema de referencia hexa-axial 76
 Sistema termorregulación, efectores 124
 Sistema termorregulador, receptores 124
 Sistema termorregulador, termostato 124
 Sistemas dispersos 17

Sistemas dispersos, clasificación de Ostwald 18
Soddy, reglas de 164
Soluciones 18
Soluciones, concentración de las 19
Soluciones, propiedades coligativas de las 19
Soluto 19
Solvente 19
Sonido 191
Spin 145
Stensen, Niels 14
Suma de efectos 51
Sustancias termométricas 119

T

T1 y T2 147
Tate, ley de 87
Teleterapia con isótopos radioactivos 186
Teleterapia con rayos x 186
Temperatura 118
Temperatura corporal 122, 123
Tensión superficial 85
Tensión superficial, unidades 85
Tensión superficial, valores de importancia 87
Teorema de Torricelli 89
Teoría de los cuantos y modelo atómico 160
Teoría del color 205
Termodinámica 113
Termodinámica, primer principio 113
Termodinámica, segundo principio 115
Termometría 118
Termómetro clínico 121
Termómetro de banda bimetalica 121
Termómetro de máxima y mínima 121
Termómetro eléctrico 121
Termómetro industrial 121
Termómetro infrarrojo 122
Termómetros 119
Termorregulación, sistema termorregulador 124
Tetanización 52
Timbre 192
Tipos de contracción muscular 50
Tomografía 156
Tomografía axial computarizada 156
Tomografía por emisión de positrones 186
Tono 192
Torricelli, teorema de 89
Toxicidad por oxígeno 109
Trabajo de corazón 67
Trabajo de la electricidad 131
Trabajo de la respiración 107
Transducción mecanoeléctrica 198
Transporte activo primario 25

Triángulo de Einthoven 75
Tubo de Coolidge, elementos 152
Tubo de rayos X, ánodo 153
Tubo de rayos X, cátodo 152
Tubo de rayos X, circuitos 153
Tubo de rayos X, funcionamiento 153

U

Ultrasonidos, aplicaciones médicas 196
Ultrasonidos, efectos biológicos 194
Ultrasonidos, producción 194
Ultrasonidos, propiedades 193
Umbral de excitación 37
Unidad motora 45
Unidades de campo eléctrico 129
Unidades de dosis de radiaciones 170
Unidades de dosis, Gray 170
Unidades de dosis, Rem 170
Unidades de dosis, Sievert 171
Unidades de radiación, Rad 170
Unidades de radiación, Roentgen 170
Unidades Hounsfield 156

V

van der Waals, ley de 102
van't Hoff, ley de 29
Vector auricular 72
Vector de repolarización 72
Vectores cardiacos 71
Velocidad de la luz 203
Ventanas tomográficas 157
Vida media 166
Viscosidad 84
Viscosidad, efecto sobre el flujo 92
Viscosidad, unidades 85
Visión 213
Visión, formación de imágenes 215
Voces humanas 202
Voltímetro 131
Voltio 130
Volumen corriente 106
Volumen de reserva espiratoria 107
Volumen de reserva inspiratoria 107
Volumen residual 107
Volúmenes y capacidades pulmonares 106
von Helmholtz, Ferdinand 14
Voz, formación 201

Y

Yatrofísica 13
Yattomatemática 14