

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

Tesis

"Sistema de Terapias Láser y Campos Magnéticos para Acelerar la Consolidación de Fracturas Óseas"

Que, para cumplir con el requisito de titulación de la carrera de Ingeniería Eléctrica-Electrónica en el Área de Ingeniería Biomédica, presentan:

César Arturo Aguilar Castellanos

José Alanis Carbajal

Director
Dr. Pedro Alejandro Lomelí Mejía

Codirector
Dr. Pablo Roberto Pérez Alcázar



México, D.F. *Mayo, 2007*

AGRADECIMIENTOS

- UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
- FACULTAD DE INGENIERÍA
- LABORATORIO DE BIOMECÁNICA DEL INSTITUTO NACIONAL DE REHABILITACIÓN
- DR. PABLO PÉREZ ALCÁZAR
- DR. PEDRO LOMELÍ MEJÍA
- TRANSFORM MEX
- FIS. ALFREDO TEJEDA BUENOSAIRES
- DR. ROBERTO CUIHTLAHUAC CERÓN (✞)
- LIC. JULIETA QUERO MACOTELA

A mi madre:

Tras darme la vida, me diste algo igual de importante, la preparación necesaria para enfrentar un mundo repleto de adversidades, gracias por ser incondicional amiga y mi motivación, por ser la persona que más admiro en este mundo, alguien que nunca podré llegar a ser.

A mi hermano:

No imagino una vida sin la existencia de la persona que fue un amigo en la infancia y un rival en la adolescencia, pues al competir contigo me di cuenta de que nuestras diferencias son las que nos hacen uno y que realmente no deseaba superarte, sino ser un ejemplo para ti, gracias por creer en lo que soy y por retarme cuando fue necesario.

A Wendy:

Después de mi madre y mi hermano, no existe nadie más importante que tú en mi vida, has sido confidente excepcional, amiga ejemplar, la única hermana que he conocido y que conoceré jamás, gracias por estar ahí, cuando más necesité de ese alguien que me supiera escuchar.

Al Ing. José Alanis Carbajal:

Es un hecho que, en este proyecto, no pude elegir mejor compañero que usted, caballero de finos modales y de sutil trato, la tesis es un hecho pues su aportación fue magnánima e impresionantemente esencial, gracias por ser un colega y amigo cabal.

Y a todos aquellos amigos que supieron serlo cuando fue su momento, gracias a todos ustedes por enseñarme que no existe más grande valor que la amistad: Angélica, Betty, Adolfo, Mariano, Elizabeth, Karim, Aldo, Mariana, Omar.

A todos y cada uno de ustedes, muchas gracias...

"Si no sabes hacia dónde vas, cualquier camino te llevará ahí"

César Arturo

Mis padres:

Se dice que en el espacio hay una masa de agua más grande que nuestro sistema solar; esa es mi deuda con ustedes. Podría llenar mil páginas tratando de agradecerles su apoyo, paciencia, su gran ayuda, su estoicismo… y ni siquiera llegaría a definir una gota de esa gran cantidad de agua en la inmensidad.

Mis hermanos:

Jorge, que a lo largo de casi toda la carrera y al principio de esta tesis fue un gran pilar con el que podíamos contar si surgía alguna duda. A mi hermano Ángel que siempre estuvo dispuesto a ayudar y proporcionar ideas (algunas excéntricas), que se podían considerar para éste proyecto.

Mis amigos:

A César, expreso en estas líneas que ocupo hacia su honorable persona para agradecerle su participación en este advenimiento ya que sin su inmejorable ayuda, esta tesis no hubiera sido posible.

Y finalmente, y no por ello menos importantes, a todos mis valedores que de alguna u otra forma me han sido de ayuda y/o motivación durante mis estudios, entre ellos: César, Mariano, Pancho, Logan, Fher, José Alejandro, Gonzalo, Kenji, Horacio, etc., etc., etc. ¡Ahí nos vemos a la vuelta!

Mis profesores:

Del mismo modo, a Pedro Lomelí, Pablo Pérez, Alfredo Tejeda, Víctor Manuel Domínguez y Víctor Manuel Araujo porque me han ayudado más de lo que realmente era su deber, han sido magnánimos.

No soy bueno ni malo, sólo soy inevitable

José Alanis Carbajal

ÍNDICE

Índice ix
Simbología xi
Objetivos xiii
Introducción xv
Capítulo 1. Anatomía y fisiología del hueso. 1
1.1 Fisiología: funciones del hueso 3
1.2 Clasificación de los huesos 4
1.3 Anatomía: estructura del hueso 5
1.4 Histología del hueso 8
1.4.1 Hueso compacto 12
1.4.2 Hueso esponjoso 15
1.5 Osificación 17
1.5.1 Osificación membranosa 17
1.5.2 Osificación endocondrial 19
1.6 Homeostasis del hueso 21
1.6.1 Remodelación 21
1.6.2 Fractura y reparación del hueso 23
Bibliografía 29
Capítulo 2. Introducción a los campos magnéticos. 31
2.1 Antecedentes históricos 33
2.2 Campos magnéticos 34
2.2.1 Fuerza ejercida por un campo magnético 36
2.2.2 Fuerza de Lorentz 38
2.3 Fuentes de campo magnético 38
2.3.1 Campos magnéticos creados por cargas puntuales móviles 39
2.3.2 Campo magnético creado por corrientes eléctricas: Ley de Biot-Savart 40
2.3.2.1 Campo magnético debido a una espira de corriente 41
2.3.2.2 Ley de Ampère 43
2.3.2.3 Campo magnético debido a una corriente en un solenoide 45
2.4 Inducción magnética 47
2.4.1 Flujo magnético 47
2.4.2 Fuerza electromotriz inducida y Ley de Faraday-Henry 48
2.4.3 Ley de Lenz 50
2.5 Magnetismo en la materia 53
2.5.1 Magnetización 53
2.5.2 Materiales magnéticos 54
2.5.2.1 Paramagnetismo 54
2.5.2.2 Ferromagnetismo 55
2.5.2.3 Diamagnetismo 56
2.5.3 Efecto Hall para conductores, semiconductores, aislantes y dieléctricos 57
2.6 Efectos de los campos magnéticos en organismos vivos 57
2.6.1 Clasificación de los efectos de los campos magnéticos en los organismos vivos 58
2.6.1.1 Efectos de los campos magnéticos sobre el espín de un electrón desapareado 59
2.6.1.2 Influencia del campo magnético en las propiedades de cristales líquidos biológicos 60
2.6.1.3 Influencia del campo magnético en las moléculas diamagnéticas y paramagnéticas 64

2.6.1.4 Corrientes eléctricas en los organismos vivos 66
2.6.2 Aplicación de los campos magnéticos en medicina 69
2.6.2.1 Terapia con campos magnéticos 69
2.6.2.2 Campos magnéticos pulsados 70
2.6.2.3 Explicación de la terapia de campos magnéticos pulsados 71
Bibliografía 75
Capítulo 3. Introducción a los láseres. 77
3.1 Antecedentes 79
3.2 Funcionamiento del láser 81
3.2.1 Emisión estimulada 82
3.2.2 Inversión de población 84
3.2.3 Mecanismos de bombeo 85
3.2.4 Resonadores 89
3.2.5 Modos del resonador 93
3.2.5.1 Modos longitudinales 93
3.2.5.2 Modos transversales 95
3.3 Diodos láser 98
3.4 Eficiencia de los láseres 100
3.5 Láseres en medicina 101
3.6 Interacción del láser con los tejidos 102
Bibliografía 105
Capítulo 4. Diseño, modelado y construcción del sistema. 107
4.1 Diagrama de bloques 109
4.2 Terapia de campos magnéticos pulsados 110
4.2.1 Descripción de la bobina de Helmholtz 112
4.2.1.1 Bobina para el sistema diseñado 116
4.3 Sistema de control del generador de campos magnéticos 118
4.3.1 Diseño del convertidor 118
4.4 Equipo para terapia láser 121
4.4.1 Selección del equipo láser 121
4.4.2 Sistema de control del equipo láser 128
4.5 Alimentación y protección del sistema 129
4.5.1 Fuente de alimentación continua 129
Bibliografía 133
Capítulo 5. Desarrollo y resultados. 137
Bibliografía 159
Capítulo 6. Discusión, Conclusiones y Trabajo a Futuro. 161
6.1 Discusión 163
6.2 Conclusiones 164
6.3 Trabajo futuro 166

SIMBOLOGÍA

$[K]$ = Notación para unidades.

K = Notación para variables empleadas en fórmulas.

$\vec{K}$ = Notación vectorial.

VARIABLES

θ = Ángulo entre direcciones.

φ = Ángulo radial.

τ = Ciclo de trabajo.

Φ = Diámetro.

α = Difusividad térmica.

ϕ = Flujo magnético.

ω = Frecuencia angular.

ε = Fuerza electromotriz.

Δ = Incremento.

λ = Longitud de onda.

δ = Profundidad máxima.

ρ = Resistividad.

χ = Susceptibilidad.

ν = Velocidad.

μ_a = Coeficiente de absorción.

μ_{eff} = Coeficiente de absorción efectivo.

μ_s = Coeficiente de dispersión.

A = Área.

a = Vector unitario.

a_s = Coeficiente de difusión térmica.

B = Campo magnético.

C = Capacitancia.

D = Densidad de energía.

d = Distancia entre objetos.

E = Campo eléctrico.

f = Frecuencia.

F = Fuerza.

g = Factor de anisotropía.

H = Intensidad de campo magnético.

i = Corriente.

I = Intensidad.

I_f = Intensidad fotoacústica.

J = Densidad de corriente.

l = Longitud de objeto.

L = Inducción magnética

M = Vector de magnetización.

n = Número de objetos.

N = Vector normal a la superficie.

P = Potencia.

q = Carga eléctrica.

r = Radio de objeto.

R = Resistencia eléctrica.

t = Tiempo.

V = Tensión eléctrica.

W_n = Nivel de energía.

CONSTANTES

π = 3.141592

μ_0 = Permeabilidad magnética del vacío $4\pi x10^{-7}\left[\frac{T\cdot m}{A}\right]$.

c = Velocidad de la luz en el vacío $3x10^{8}\left[\frac{m}{s}\right]$.

h = Constante de Plank $6.6261x10^{-34}\left[J\cdot s\right]$.

k = Constante de Boltzmann.

OBJETIVO GENERAL

El objetivo principal de esta investigación es proporcionar un sistema que permita emplear las técnicas de campos magnéticos pulsados (CMP) y radiación láser, en forma conjunta que pueda ser considerado para la rehabilitación de fracturas óseas.

OBJETIVOS PARTICULARES

Este trabajo responde a la necesidad de hacer un análisis cuantitativo de los parámetros que se han de tomar en cuenta para la aplicación de terapias de rehabilitación, con base en sistemas electrónicos, que proporcionen una adecuada estimulación. Para ello nos proponemos, entre muchas otras cosas, conocer la estructura fisiológica del hueso y su funcionalidad; de tal forma que podamos entender los efectos que tiene la radiación electromagnética sobre él.

Un tipo de radiación electromagnética son los campos magnéticos pulsados, por lo que es apropiado analizar sus fundamentos teóricos y sus efectos biológicos, en tejidos, en particular, en hueso, que es el tejido que nos atañe en este trabajo. Esto nos llevará a diseñar y construir un sistema que pueda producir campos magnéticos pulsados que cumplan con las especificaciones adecuadas para su aplicación y se comparará el diseño construido, con resultados teóricos calculados, así como también con los resultados producto de la simulación sobre programas de computación.

El otro tipo de radiación electromagnética a utilizar, inmensamente empleada en medicina, es la luz láser. Para poder elegir el láser que más se adecue a las necesidades de este trabajo es necesario estudiar sus bases teóricas, así como conocer los efectos que producen los diferentes tipos de láser a diferentes dosis en los tejidos biológicos, por ello se realizará un estudio fotoacústico que permita seleccionar el láser adecuado y determinar sus valores característicos para poder señalar la dosis correcta.

Todo lo anterior lo trataremos de sustentar en investigaciones similares a la nuestra publicadas por científicos a nivel mundial. Finalmente, trataremos de plantear las consideraciones que se habrán de tomar en cuenta para la aplicación combinada de estos dos tipos de terapias propuestas en los tratamientos terapéuticos relacionados con la aceleración de la consolidación ósea.

INTRODUCCIÓN

Algunos de los avances más notables en la medicina y, en un ámbito más general, en todas las ciencias, han visto en el espectacular desarrollo que se ha presentado en la ingeniería eléctrica-electrónica, un aporte esencial y decisivo, ya que en la actualidad las aplicaciones de ésta son innumerables. La ciencia y la tecnología (basadas principalmente en la utilización de la electrónica y el magnetismo) diariamente avanzan a pasos agigantados involucrándonos a todos los moradores de este planeta, como ejemplo podemos señalar el empleo de luz láser y de campos magnéticos en medicina, concretamente en el área de la ortopedia. Ambos elementos se han empleado por separado, sin embargo resulta prometedor el hecho de combinarlas, en beneficio del área ortopédica.

Una fractura ósea es una lesión grave que requiere de varios factores para su recuperación y obliga a muchas personas a dejar su actividad diaria para estar en reposo casi total. Esto puede provocar pérdidas económicas tanto al paciente, como a la empresa en la que trabaja; un ejemplo de esto son los más de 11,000 casos de fracturas óseas que se atienden al año en hospitales públicos de nuestro país, tan sólo de trabajadores del estado[1]. Asimismo, debido a los largos periodos de inactividad, el cuerpo puede desarrollar otras enfermedades producto de la inmovilidad prolongada. Por lo tanto, la recuperación de la fractura debe ser lo más rápida y satisfactoria posible.

La probabilidad de sufrir una fractura ósea está determinada por la edad, la actividad de las personas y salud metabólica, entre muchos otros factores. Existen casos especiales, en personas con enfermedades metabólicas (como diabetes), infecciones, enfermedades autoinmunes ó en personas de edad avanzada puede presentarse un retardo en la consolidación. En estos casos, el deterioro que experimenta el paciente en su calidad de vida es considerable y las pérdidas económicas pueden ser no costeables.

Un método para el tratamiento de fracturas óseas es el que sigue el principio de reducción de fractura. Éste principio consiste en que, si los fragmentos del hueso están próximos, se utiliza el estiramiento o la tracción para conseguir su alineación. Si no se consigue una alineación adecuada,

[1]Estadísticas del Sector Salud y Seguridad Social, cuaderno num. 20, INEGI.

entonces se opera y se unen los fragmentos con tornillos, clavos, agujas, alambres o placas metálicas. Esta reducción se denomina abierta. Una vez realineados los fragmentos se aseguran desde el exterior con una escayola (yeso) o férula para inmovilizar la fractura y acelerar la consolidación. Durante el proceso de consolidación, el organismo forma tejido nuevo para unir los fragmentos fracturados.

Las técnicas actuales para tratar las fracturas óseas han evolucionado de manera significativa en los últimos años. No obstante, aún se requiere de períodos de tiempo relativamente largos para lograr la recuperación total. Por otra parte, al presentarse retardos en la consolidación, la gravedad de la situación es considerable. Por lo cual, en este trabajo nos enfocamos a la investigación y el desarrollo de diversas terapias que contribuyan a acelerar la consolidación, específicamente las que utilizan los campos magnéticos pulsados y el láser de baja intensidad, que, por separado, han demostrado tener una gran eficacia, sobre todo en aquellos casos en los que otros tratamientos han fallado ó han presentado ciertas complicaciones, tanto en la unión correcta como en la calidad del nuevo hueso formado. Así, luego de observar ambas terapias y sus resultados, planteamos la presente investigación que consiste en utilizar ambos métodos bajo un mismo protocolo terapéutico que coordine las dos terapias, buscando con ello acelerar el proceso de rehabilitación de pacientes con algún tipo de fractura que presente complicaciones o retardo en su curación y, con ello, tener una recuperación plena; es decir, que la calidad y la funcionalidad del nuevo hueso formado sean las adecuadas.

El primer capítulo de esta tesis está dedicado al hueso, su estructura y fisiología. Además de señalar las diversas clases de fracturas que pueden ocurrir. También, es de vital importancia conocer el diseño, la estructura y cualidades que debe tener el nuevo hueso formado, tomando en cuenta su capacidad para resistir cargas de torsión, tensión, flexión y compresión, a los que este será sometido una vez recuperado.

Además, tomando en cuenta que se empleará un campo magnético y la radiación láser, hay que analizar por separado las características teórico-practicas que dan sustento a un equipo láser y a un generador de campos magnéticos. Así, el siguiente tema de nuestro interés es aquel que involucre el conocimiento de todas las técnicas y métodos existentes para generar un campo magnético, sus

formas de onda y características de comportamiento, de tal forma que se pueda seleccionar el método de generación mas adecuado y poder diseñar un sistema que cumpla con los requerimientos para un correcto funcionamiento. Por lo que en el segundo capítulo se analizarán los principios básicos de la teoría de los campos magnéticos, para así poder aprovechar al máximo el fenómeno magnético cubriendo tanto los efectos en los alrededores de la aplicación, como los que se producen en los tejidos vivos, considerando las propiedades electromagnéticas del tejido óseo. Basados en esto, daremos sustento al empleo del diseño elegido y señalado posteriormente dentro de este reporte.

Los efectos ópticos en los tejidos también deben ser analizados y estudiados cuidadosamente, pues la estimulación de la osteogénesis será realizada con radiación láser de baja potencia, por lo que, en el tercer capítulo, proporcionaremos información sobre las condiciones que se deben de dar para tener una emisión de luz de las características del láser. La investigación también abarca el funcionamiento de las distintas fuentes de emisión de radiación láser, incluyendo a los diodos láser, junto con un análisis de su eficiencia. Además, daremos una breve explicación y mencionaremos algunos de los efectos fisiológicos que tienen los láseres de baja y alta potencia en los tejidos.

En esta tesis también presentaremos todos los cálculos realizados para el diseño de las partes que conforman el sistema que combina la aplicación de campos magnéticos pulsados y la terapia láser; así como también los fundamentos teóricos que sustentan dichos cálculos. Dentro del desarrollo experimental, presentaremos un análisis teórico-practico que se realiza por medio de un software especializado. Posteriormente, se construyen prototipos y se prueban experimentalmente para corroborar la validez de los modelos computacionales.

La comprobación con base en pruebas de laboratorio es muy importante, por lo tanto es necesario realizar algunas de éstas, tales como un estudio fotoacústico para poder obtener la longitud de onda adecuada para la terapia láser y las mediciones de la magnitud del campo magnético seleccionada para la terapia de campos magnéticos además de poder establecer la frecuencia correcta de pulsación.

En resumen, al finalizar este proyecto de investigación, esperamos presentar una opción dentro del área de la rehabilitación ósea y de la ingeniería biomédica que pueda ser considerada para su empleo en pro de la sociedad, comúnmente afectada por lesiones graves que provocan una fractura ósea.

1. ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA DEL HUESO

Los huesos son las estructuras mas duras (con excepción de los dientes) del cuerpo humano. El tejido óseo sostiene y protege nuestros órganos y nos permite el movimiento. Notablemente fuerte, pero de peso ligero, el hueso es un tejido dinámico en cambio constante. Durante toda la vida se esta remodelando continuamente.

1.1 FISIOLOGÍA: FUNCIONES DEL HUESO [1]

El sistema esquelético realiza distintas funciones básicas, las cuales se señalan a continuación:

- Sostén. El hueso proporciona un andamio para el cuerpo, sosteniendo a los tejidos blandos y proporcionando puntos de unión para numerosos músculos esqueléticos.

- Protección. Los huesos protegen de lesiones a muchos órganos internos. Por ejemplo, los huesos del cráneo protegen al encéfalo, las vértebras rodean a la médula espinal, la parrilla costal rodea al corazón y a los pulmones y los huesos de la pelvis protegen a los órganos internos de la reproducción.

- Movimiento. Los músculos esqueléticos se insertan en los huesos. Cuando los músculos se contraen, tiran de los huesos y, junto con ellos, producen el movimiento.

- Homeostasis mineral. El tejido óseo almacena varios minerales, sobre todo calcio y fósforo, que son importantes para la contracción muscular y para la actividad nerviosa, entre otras funciones. Cuando es necesario, los huesos liberan minerales hacia la sangre para mantener sus equilibrios críticos y distribuirlos a otras partes del organismo.

- Producción de células sanguíneas. En determinadas partes del hueso, un tejido conjuntivo especial llamado médula ósea produce células sanguíneas mediante el proceso de la hematopoyesis. La médula ósea roja, que es uno de los tipos de médula ósea, está formada por células sanguíneas en estadios inmaduros, células adiposas y macrófagos. La médula roja produce glóbulos rojos, leucocitos y plaquetas.

- Almacenamiento de energía. Los lípidos almacenados en las células de un segundo tipo de médula ósea, llamada médula amarilla, constituyen una importante reserva de energía química. La médula ósea amarilla está formada fundamentalmente por células adiposas y algunas células sanguíneas diseminadas.

1.2 CLASIFICACIÓN DE LOS HUESOS [2,3]

Los huesos se clasifican según su forma (*Figura 1.1*) en:

- Huesos largos: son aquellos en los que predomina de forma importante una sola dimensión del espacio. Se localizan en las extremidades y determinan la talla del individuo o la capacidad de actuar a cierta distancia del eje del cuerpo. Su función principal es la de actuar como palancas transmisoras de fuerza y multiplicadoras de desplazamiento

- Huesos cortos: son aquellos en los que no hay predominio de ninguna de las dimensiones del espacio. Son cuboides y actúan como huesos de relleno que, si bien no permiten movimientos articulares muy amplios, sirven para la inserción de numerosos músculos y ligamentos. Son típicos huesos cortos los de las muñecas y tobillos (carpo y tarso, respectivamente). Las vértebras son huesos cortos, pero están colocados junto con los discos intervertebrales que en su conjunto se comportan como un hueso largo con capacidad de curvarse.

- Huesos planos: son aquellos en los que predominan dos dimensiones del espacio. Sirven para formar cavidades que contienen órganos delicados como sucede en el cráneo o la pelvis. Otros huesos planos sirven como lugar de inserción de numerosos músculos, como los huesos de la cara o el omóplato. Las costillas, que consideradas individualmente son huesos largos, están sujetas entre sí por medio de cartílagos y en su conjunto se comportan funcionalmente como un hueso plano que protege los órganos intratorácicos.

- Huesos sesamoideos o supranumerarios (por ejemplo: la patela) [4]: se establecen en determinados tendones, donde atraviesan los extremos de los huesos largos de los miembros y protegen los tendones del desgaste excesivo. A menudo cambian el ángulo

tendinoso en su tránsito hacia la inserción correspondiente. Estos huesos aportan un mejor funcionamiento mecánico a la articulación.

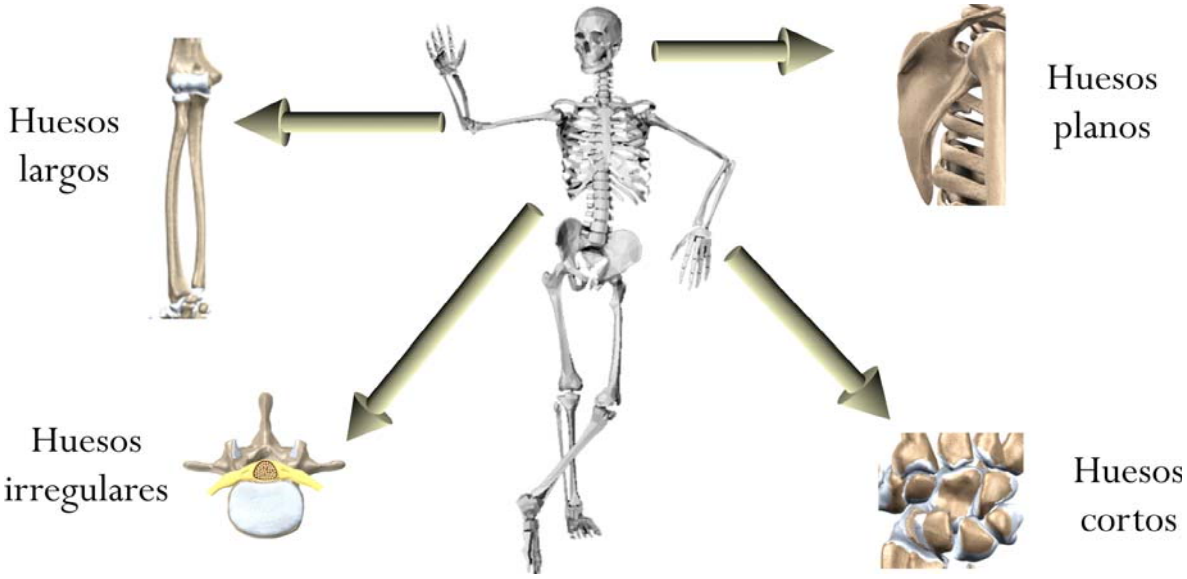


Figura 1.1. Tipos de hueso [5].

1.3 ANATOMÍA: ESTRUCTURA DEL HUESO [1]

El sistema esquelético está formado por cartílago, tejido óseo (hueso), médula ósea y periostio o membrana que rodea los huesos. La estructura del hueso puede analizarse considerando primero las partes de un hueso largo como el húmero, o hueso del brazo. Un hueso largo típico consta de las siguientes partes:

- Diáfisis (*dia* = a través; *physis* = crecimiento). Es la porción mas larga y central del hueso [4] (*Figura 1.2*)

- Epífisis (*epi* = por encima; *physis* = crecimiento). Las extremidades o extremos de los huesos (*Figura 1.2*)

- Metáfisis. La región de un hueso maduro donde se unen la epífisis y la diáfisis. Su importancia es enorme durante la fase de crecimiento del hueso, ya que éste se desarrolla desde estos puntos. La osificación completa de la metáfisis significa la finalización del crecimiento longitudinal del hueso. La irrigación de la diáfisis, la metáfisis y la médula ósea

proviene de una serie de arterias nutricias que penetran en la diáfisis del hueso por unos orificios llamados agujeros nutricios. Las epifisiarias irrigan las epífisis. [1] [4]

- Cartílago articular. Es una fina capa de cartílago hialino que recubre la epífisis en las zonas donde el hueso forma articulación con otro hueso. El cartílago reduce la fricción y absorbe las fuerzas de choque en las articulaciones que se mueven libremente.

- Periostio (*peri* = alrededor; *osteo* = hueso). Es una membrana que rodea la superficie del hueso sin cubrir al cartílago articular. Está compuesta por dos capas. La capa fibrosa externa esta formada por un denso tejido conjuntivo irregular que contiene los vasos sanguíneos, vasos linfáticos y nervios que pasan al hueso. La capa osteogénica interna contiene fibras elásticas, vasos sanguíneos y varios tipos de células óseas. El periostio es esencial para el crecimiento en diámetro, la reparación y la nutrición del hueso. También sirve como punto de unión para los ligamentos y tendones. (*Figura 1.2*)

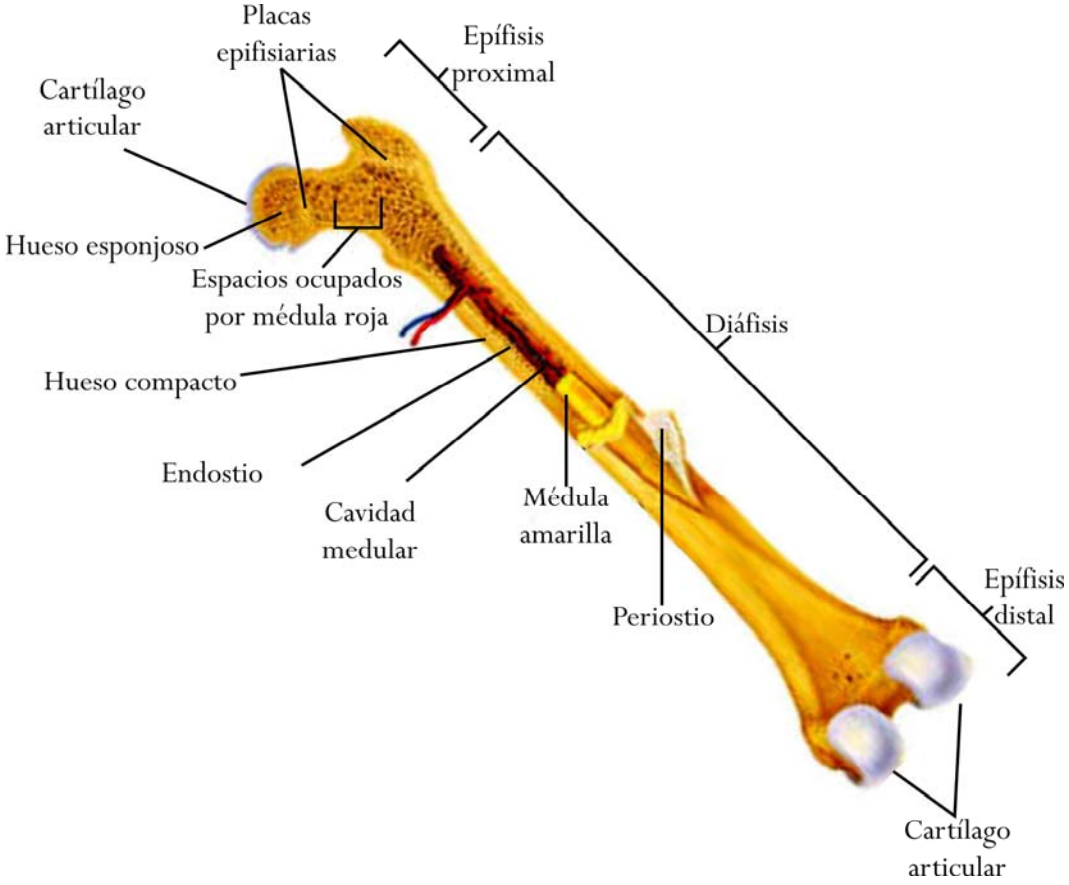


Figura 1.2. Estructura del hueso largo [6].

- Cavidad medular o médula (*Figura 1.2*). Es el espacio del interior de la diáfisis que contiene la médula amarilla grasa en los adultos. Algunos huesos del cráneo tienen espacios llamados senos los cuales están llenos de aire. La cavidad medular y las cavidades del hueso están llenas de médula. Los espacios en las epífisis proximales de los huesos largos de las piernas y los brazos de los adultos tienen médula roja (*Figura 1.3*), que es el sitio de la hematopoyesis (formación de la sangre). En general, la médula amarilla está asociada con los huesos largos de los miembros y la médula roja está asociada con el resto del esqueleto. Los huesos de los niños tienen más médula roja que los huesos de los adultos en las diáfisis de los huesos largos. Con la edad, la médula roja es reemplazada con médula amarilla.

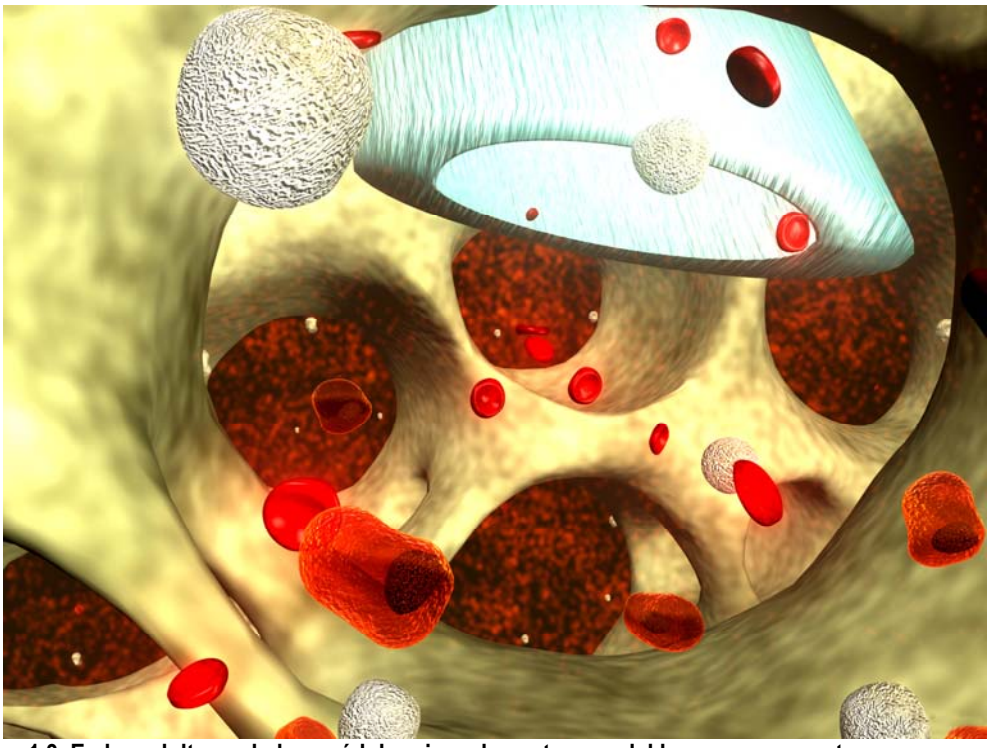


Figura 1.3. En los adultos solo hay médula roja en los extremos del hueso, ya que estos son porosos [7].

- Endostio. Recubriendo la cavidad medular se encuentra el endostio, una membrana que contiene células osteoprogenitoras. (*Figura 1.2*). Tanto el periostio como el endostio tienen capacidad osteogenica. Cuando hay una lesion, las celulas en esas capas se diferencian a osteoblastos para reparar el daño en el hueso.

1.4 HISTOLOGÍA DEL HUESO [1]

Como otros tejidos conjuntivos, el hueso o tejido óseo contiene una abundante matriz que rodea a células ampliamente separadas unas de otras. La matriz está formada por aproximadamente un 25% de agua, un 25% de proteínas fibrilares y un 50% de sales minerales. En el tejido óseo existen cuatro tipos de células: células osteoprogenitoras (osteogénicas), osteoblastos, osteocitos y osteoclastos.

1. células osteoprogenitoras (*osteo* = hueso; *pro* = precursor; *gen* = producir). Son células especializadas que derivan del mesénquima, el cual es el tejido del que se originan todos los tejidos conjuntivos. Pueden sufrir mitosis y diferenciarse a osteoblastos. Las células osteoprogenitoras se encuentran en la porción mas interna de periostio, el endostio y en los canales (perforantes y centrales) del hueso que contienen los vasos sanguíneos (*Figura 1.3*).

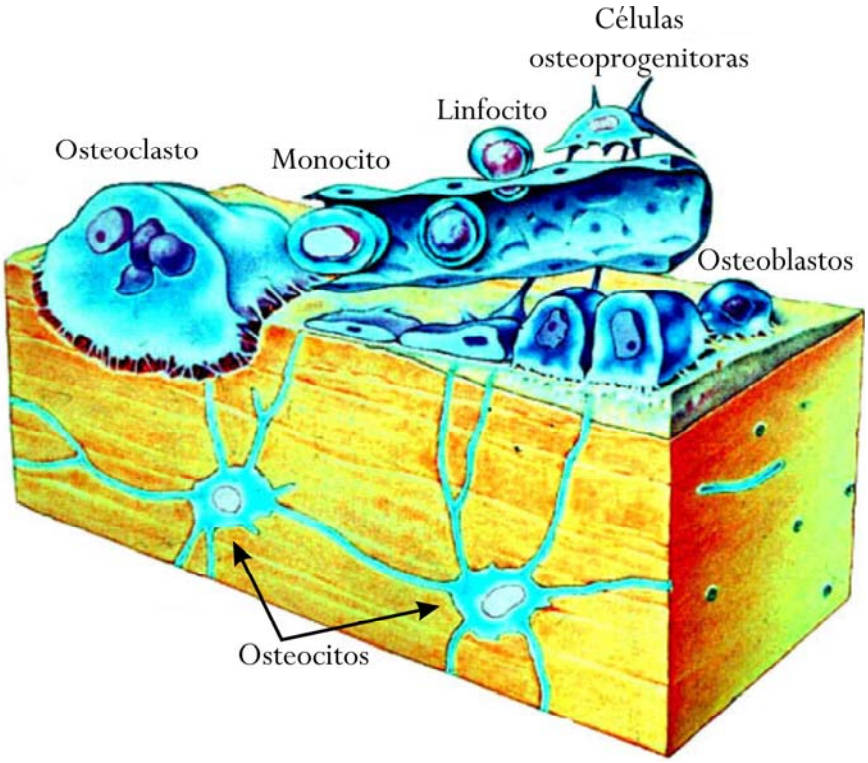


Figura 1.3. Histología del hueso [8].

2. Osteoblastos (*blastós* = germen o yema). Son las células encargadas de crear hueso mediante el depósito de calcio extraído de la sangre, que han perdido su capacidad para

dividirse mediante mitosis. Cuando el osteoblasto se encuentra rodeado por matriz ósea con buen deposito de calcio (hueso bien formado), evoluciona hacia la forma adulta y se denomina entonces osteocito. La disminución de osteoblastos no solamente detiene el crecimiento, sino que además hace a los huesos más frágiles y retrasa la consolidación de las posibles fracturas. (*Figura 1.4*)

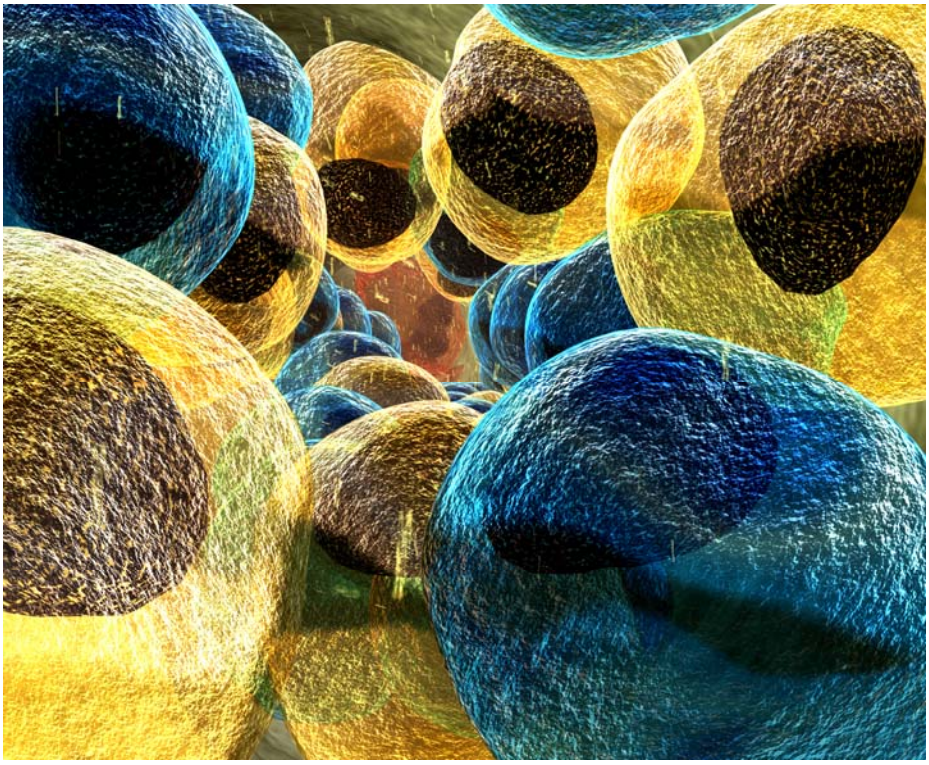
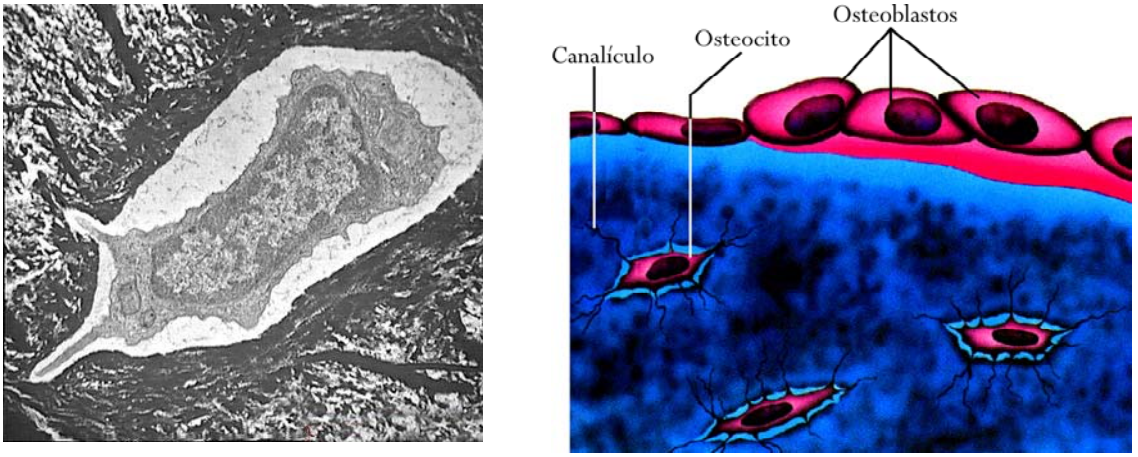


Figura 1.4. Osteoblastos, células formadoras de hueso [7].

3. Osteocitos (*kŷtos* = célula). Son células maduras del hueso derivadas de los osteoblastos, los cuales se consideran las células principales del tejido óseo (*Figura 1.5a*). Como los osteoblastos, los osteocitos no sufren mitosis. Los osteoblastos se encuentran en las superficies del hueso (*Figura 1.5b*), pero a medida que van siendo rodeados por los materiales de la matriz se convierten en osteocitos. Estos no secretan materiales de la matriz. Mientras que los osteoblastos forman inicialmente tejido óseo, los osteocitos son los encargados de cuidar del hueso ya formado y de procurar que éste sea de buena calidad. Si no hubiera osteocitos, del hueso sólo quedaría la estructura cálcica, que mantiene la forma y rigidez, pero sería muy frágil y no soportaría los impactos por falta de elasticidad. El

osteocito vive en una autentica prisión, rodeado de matriz ósea perforada únicamente por pequeños conductos por donde pasan los vasos sanguíneos que lo nutren.



(a) (b)

Figura 1.5. Osteocitos: (a) fotografía de un osteocito; (b) proceso de derivación de un osteoblasto a osteocito [9].

4. Osteoclastos (*klân* = romper). Rompen el hueso, en un fenómeno denominado resorción ósea, y liberan calcio que pasa a la sangre. Aunque pueda parecer un efecto nocivo, la resorción ósea es imprescindible para el buen funcionamiento de los huesos. Mientras que los osteoblastos crean hueso en la parte más externa, los osteoclastos van destruyendo hueso en la médula, permitiendo de esta forma el crecimiento en grosor del hueso. (*Figura 1.6*)

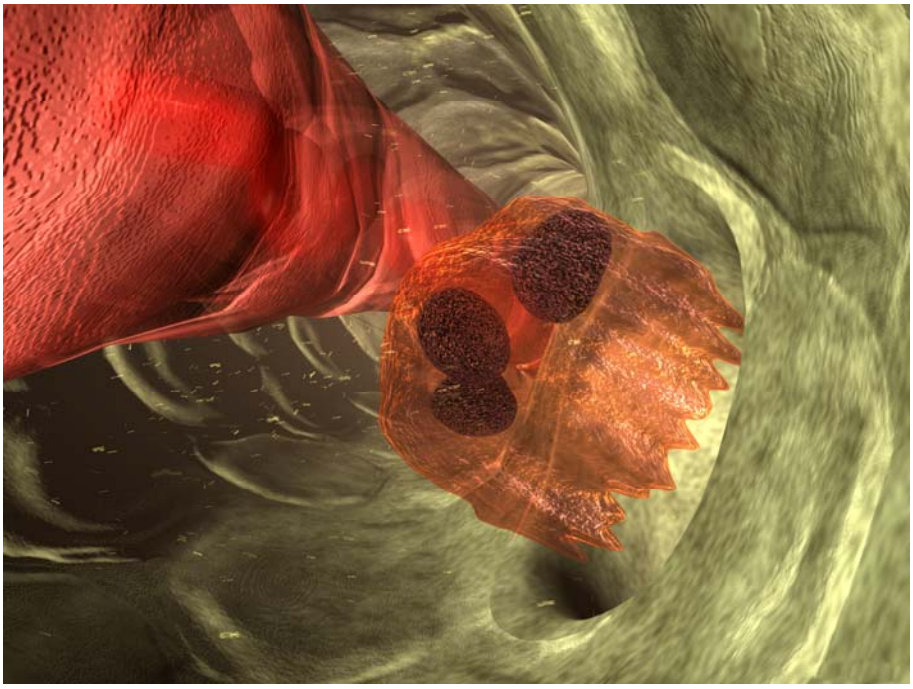


Figura 1.6. Osteoclasto, célula "destructora" de hueso, dentro de la médula ósea [7].

En lo que se refiere al número y distribución, hay un número relativamente mayor de células en el hueso inmaduro que en el hueso maduro (adulto). El hueso inmaduro es el hueso depositado inicialmente en el esqueleto del feto en desarrollo o en un hueso adulto que se ha roto y ha de ser reformado. Además, las células tienden a disponerse de una forma más aleatoria en el hueso inmaduro que en el hueso maduro. A diferencia de otros tejidos conjuntivos, la matriz del hueso contiene abundantes sales minerales, sobre todo una forma cristalizada de fosfato tricálcico [$Ca_3(PO_4)_2 \cdot (OH)_2$], llamada hidroxiapatita, y una cierta cantidad de carbonato cálcico ($CaCO_3$). Además, existen pequeñas cantidades de hidróxido de magnesio, flúor y sulfato. Estas sales cristalizan, a medida que se depositan, sobre la trama formada por las fibras de colágeno de la matriz y el tejido se endurece. Este proceso se denomina calcificación o mineralización. En general, el hueso maduro contiene más matriz que hueso inmaduro.

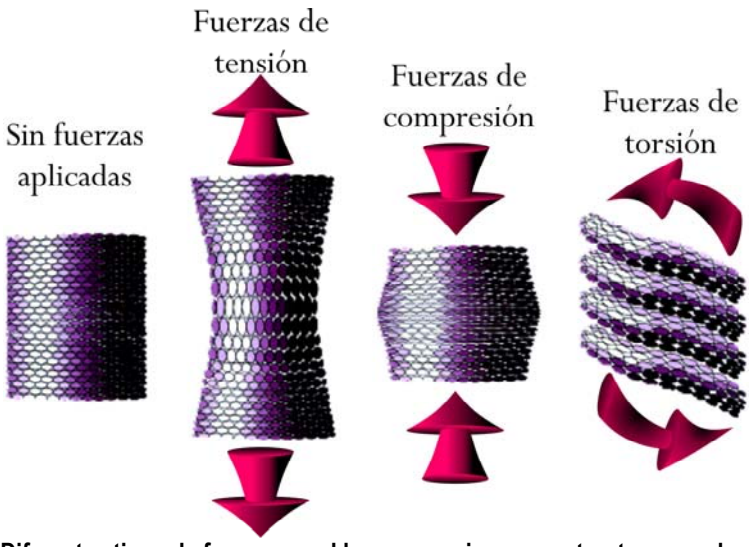


Figura 1.7. Diferentes tipos de fuerza que el hueso, gracias a su estructura, puede soportar [10].

Aunque la dureza del hueso depende de las sales minerales inorgánicas cristalizadas, sería muy quebradizo sin las fibras de colágeno orgánico. Haciendo una analogía, la matriz ósea es parecida al concreto reforzado, las fibras de colágeno y otras fibras orgánicas son como varillas de acero que proporcionan al hueso una gran flexibilidad y fuerza tensional (la resistencia a ser estirado o retorcido) (*Figura 1.7*). Las sales minerales inorgánicas cristalizadas son como el cemento que le dan a la matriz fuerza de compresión, que es la resistencia al peso que se le aplica al hueso. Las fibras de colágeno hacen al hueso menos quebradizo que otros productos formados básicamente

por calcio, como las cáscaras de los huevos o las conchas de las ostras. Por ejemplo, si se eliminan los minerales inorgánicos de un hueso, introduciéndolo en un ácido débil como el vinagre, el resultado es una estructura gomosa y flexible.

Durante un tiempo se pensó que la calcificación se producía simplemente cuando existía una cantidad de sales minerales suficiente como para formar cristales. Sin embargo, en la actualidad se sabe que el proceso ocurre solo en presencia del colágeno. Las sales minerales se acumulan en espacios microscópicos situados entre las fibras de colágeno y después cristalizan y se endurecen. La combinación de sales cristalizadas y colágeno es la responsable de la dureza característica del hueso.

El hueso no es completamente sólido, sino que tiene muchos espacios entre sus componentes duros. Estos espacios proporcionan canales para los vasos sanguíneos que llevan elementos nutritivos a las células óseas. Los espacios hacen también que el hueso sea más liviano. Dependiendo del tamaño y de la distribución de los espacios pueden distinguirse zonas compactas y esponjosas.

1.4.1 HUESO COMPACTO.

El hueso compacto (denso) contiene pocos espacios. Éste forma la capa externa de todos los huesos del cuerpo y la mayor parte de la diáfisis de los huesos largos. El hueso compacto proporciona protección y sostén, y ayuda a que los huesos largos resistan la tensión del peso que gravita sobre ellos (*Figura 1.8*).

Una diferencia fundamental es que el hueso compacto adulto tiene una estructura en anillos concéntricos, mientras que el hueso esponjoso aparece como un encaje irregular. Los vasos sanguíneos y linfáticos, y los nervios del periostio, penetran en el hueso a través de conductos perforantes (de Volkmann). Los vasos sanguíneos de estos conductos conectan con los vasos sanguíneos y nervios de la cavidad medular y con los de los conductos centrales (de Havers). Los conductos centrales corren longitudinalmente por el hueso. Alrededor de los conductos se encuentran las laminillas concéntricas, que son anillos de matriz dura y cristalizada. Entre las

laminillas existen pequeños espacios llamados lagunas (*lacuna* = lago pequeño) que contienen los osteocitos. Los osteocitos, como anteriormente se ha dicho, son las células maduras del hueso que no pueden secretar materiales de la matriz.

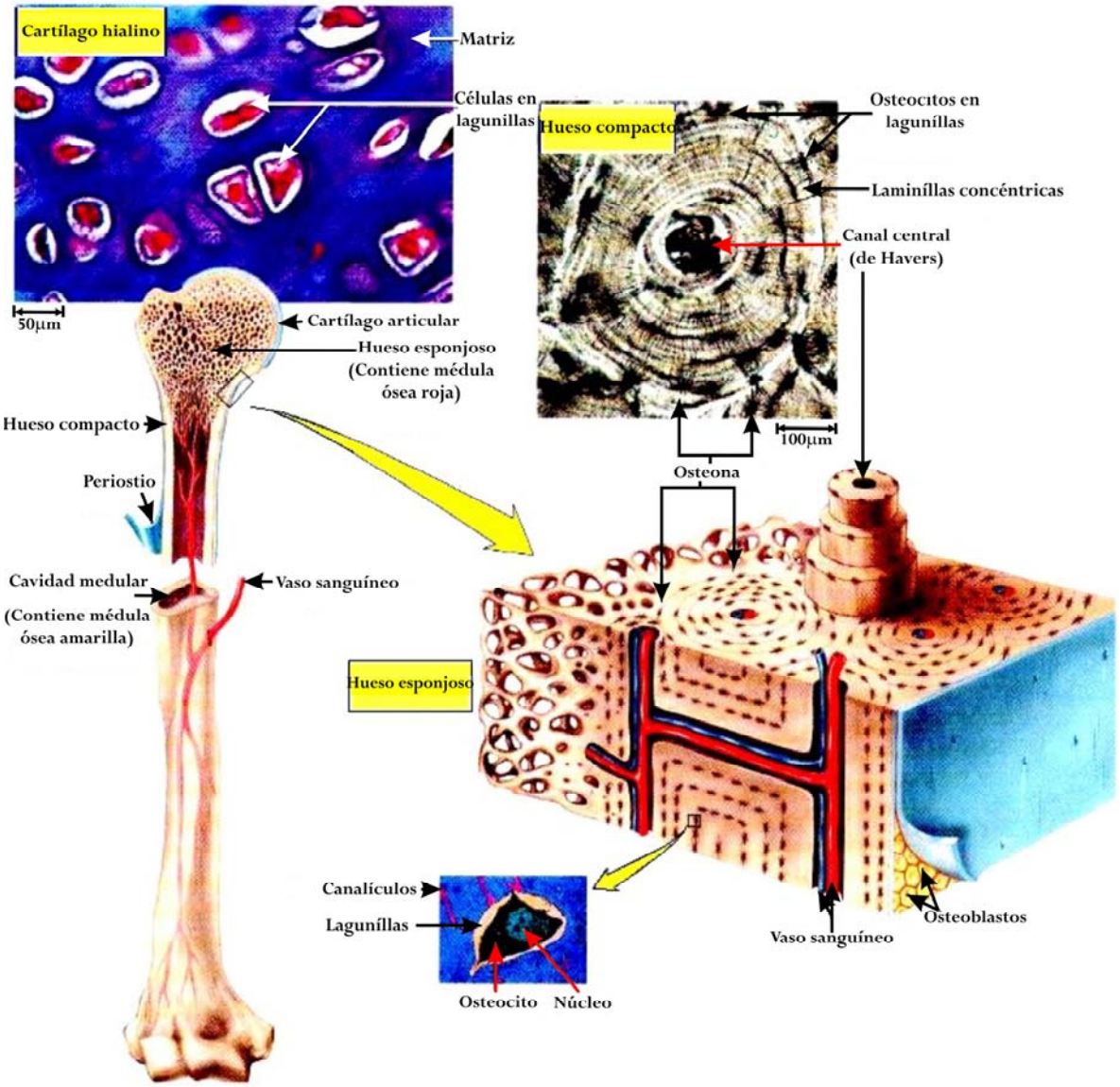


Figura 1.8. Anatomía e histología del hueso compacto [11].

A partir de las lagunas nacen diminutos conductos que se disponen de forma radial en todas las direcciones, están ocupados por líquido extracelular y reciben el nombre de conductillos. En el interior de los conductillos se encuentran las delgadas prolongaciones digitiformes de los osteocitos. Los conductillos conectan unas lagunas con otras y, en último término, con los conductos centrales. Por tanto, existe un intricado sistema de conductos en miniatura que ocupa todo el hueso. Esta red

ramificada de conductillos proporciona muchas vías para que los elementos nutritivos y el oxigeno alcancen a los osteocitos y los desechos puedan ser eliminados en dirección contraria. Los osteocitos ubicados en lagunas vecinas tienen canalillos de unión entre ellos, lo que facilita el movimiento de materiales entre unas células y otras. (*Figura 1.9*)

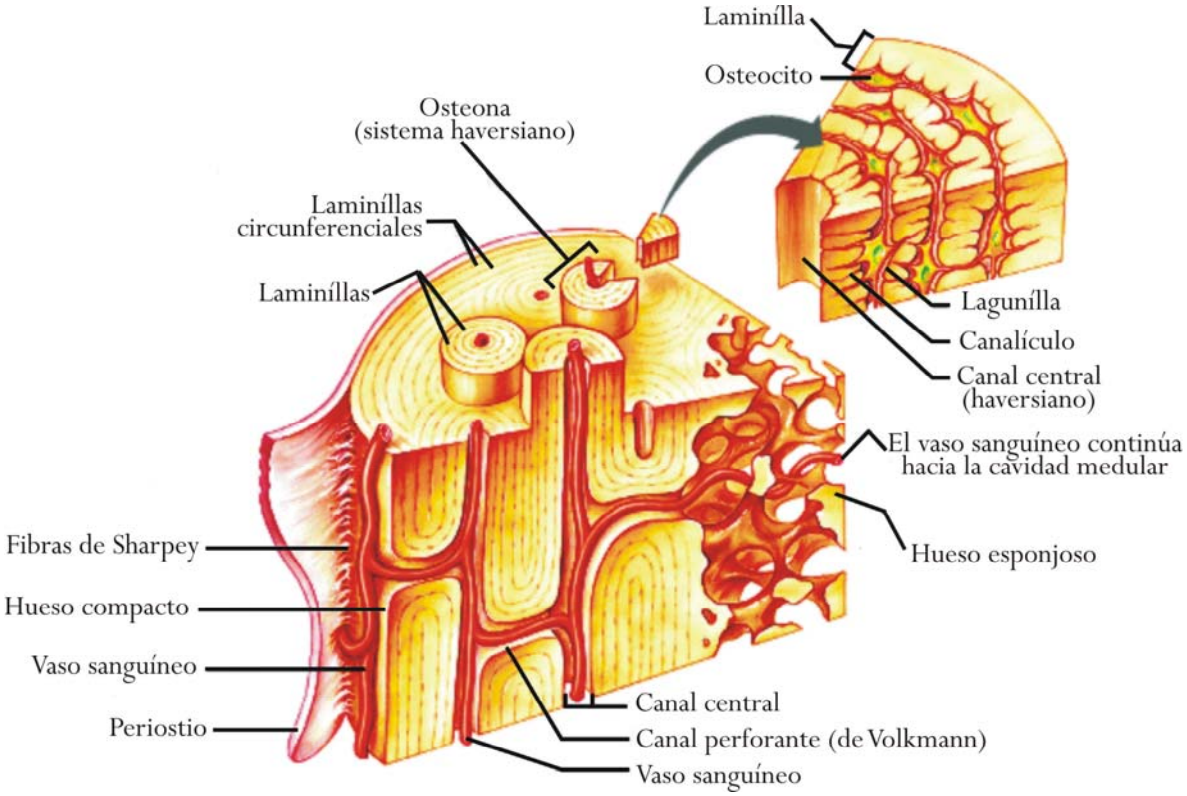


Figura 1.9. Estructura del hueso compacto [12].

Cada conducto central con sus laminillas adyacentes, lagunas, osteocitos y conductillos, forman una osteona (sistema de Havers). Las osteonas son características del hueso compacto adulto. Las áreas comprendidas entre las osteonas contienen laminillas intersticiales, que también poseen lagunas con osteocitos y conductillos, pero sin que, en general, estén conectadas a las osteonas. Las laminillas intersticiales son fragmentos de osteonas antiguas que han sido parcialmente destruidas durante el proceso de sustitución ósea.

En un corte horizontal, una osteona (sistema de Havers) parece un tiro al blanco circular; en donde el blanco es el conducto central (de Havers) y de 4 a 20 laminillas concéntricas forman los anillos. Los osteocitos están entre los anillos de laminillas y los canalículos están dispuestos radialmente

desde cada osteocito, cruzando las láminas, para dar la apariencia de pequeñas grietas en los anillos del tiro al blanco. (*Figura 1.10*)

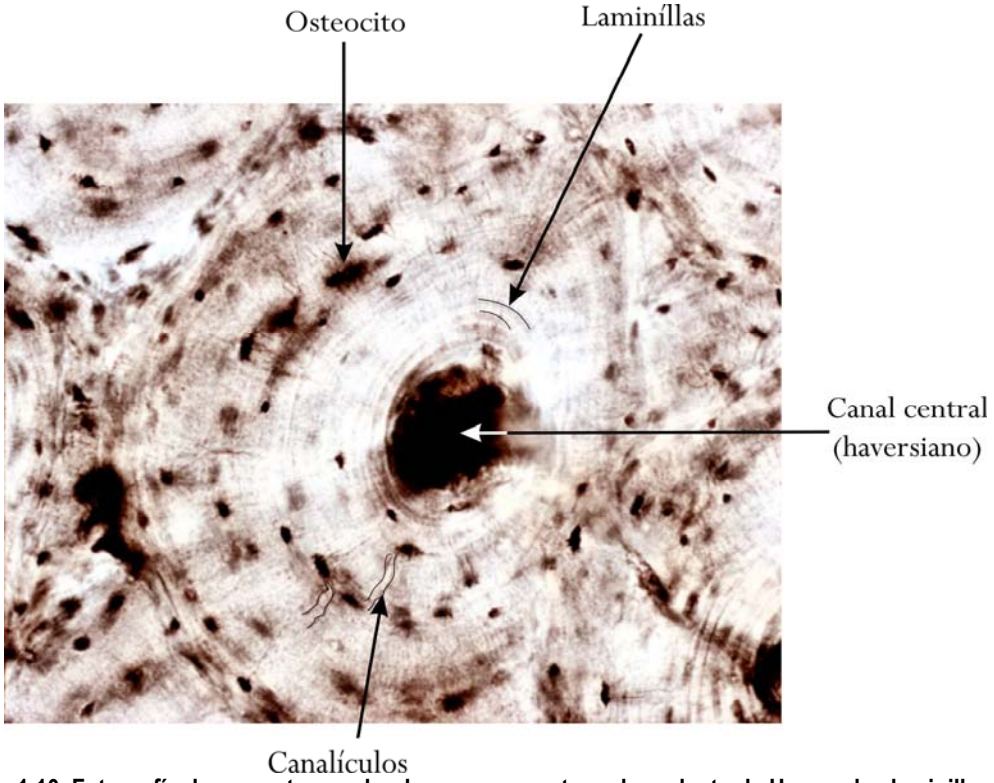


Figura 1.10. Fotografía de una osteona, donde que se muestran el conducto de Havers, las laminillas y los conductillos [13].

1.4.2 HUESO ESPONJOSO.

Al contrario que el hueso compacto, el hueso esponjoso no contiene verdaderas osteonas. Está formado por laminillas dispuestas en un encaje irregular de finas placas de hueso llamadas trabéculas. Los espacios entre las trabéculas de algunos huesos están ocupados por la médula ósea roja, productora de células sanguíneas (*Figura 1.11*). En el interior de las trabéculas existen osteocitos, situados en lagunas de las que parten conductillos radiales. Los vasos sanguíneos del periostio penetran a través del hueso esponjoso. Los osteocitos de las trabéculas reciben su nutrición directamente de la sangre que circula por las cavidades medulares.

Las osteonas no son necesarias en el hueso esponjoso, ya que los osteocitos no están profundamente enterrados (como ocurre en el hueso compacto) y tienen acceso directo a los elementos nutritivos transportados por la sangre.

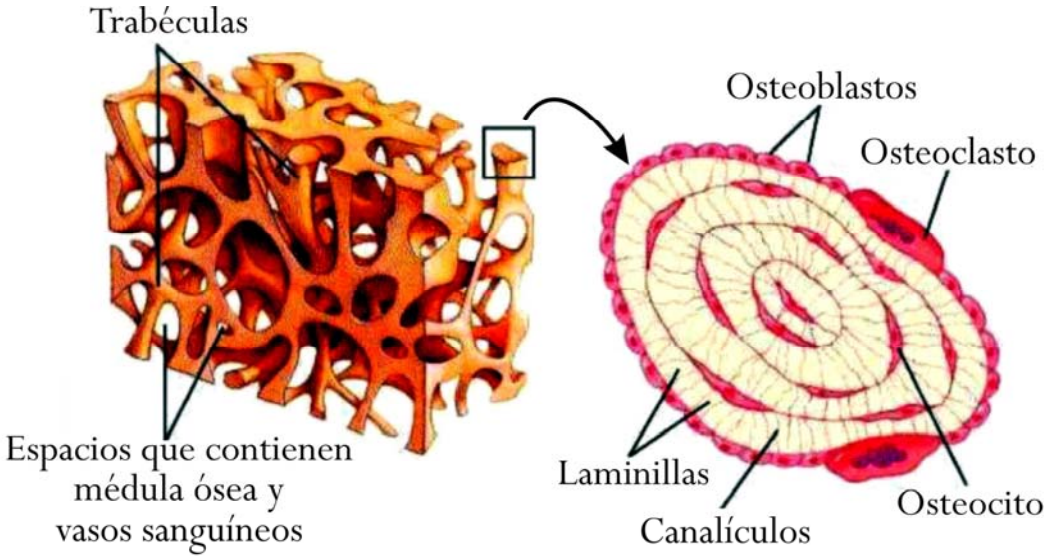


Figura 1.11. Esquema del hueso trabecular y los espacios que contienen médula [14].

El hueso esponjoso constituye la mayor parte del tejido óseo de los huesos cortos, planos, de forma irregular y de las epífisis de los huesos largos (*Figura 1.12*). El hueso esponjoso de los huesos de la pelvis, las costillas, el esternón, las vértebras, el cráneo y los extremos de algunos huesos largos es el único reservorio de médula ósea roja y, por tanto, de la hematopoyesis en los adultos.

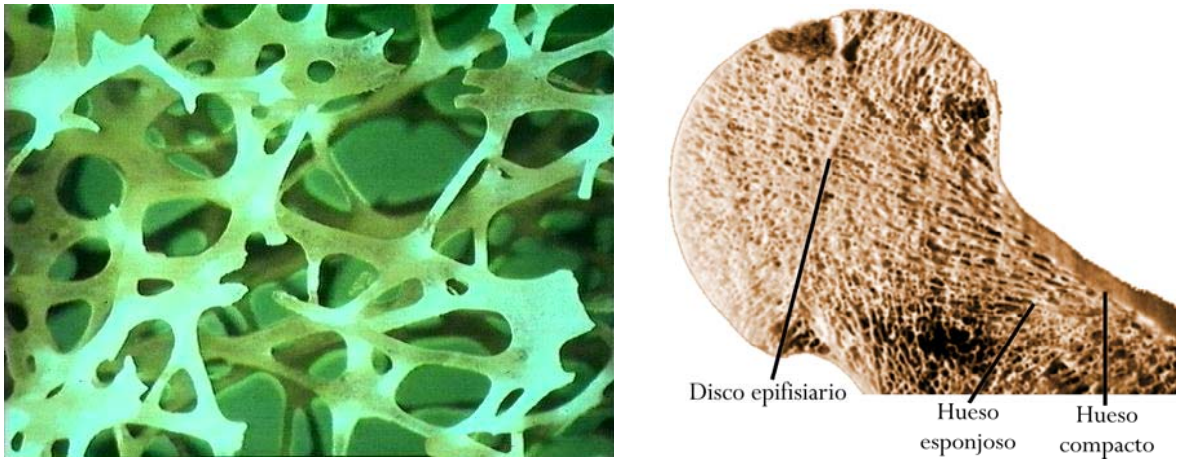


Figura 1.12. Ejemplo de hueso esponjoso, microfotografía (izq.) y fotografía de la cabeza de un fémur (der.) [15].

Mucha gente piensa que todos los huesos son rígidos y muy duros. Sin embargo, los huesos de los lactantes son muy blandos y solo adquieren rigidez cuando cesa el crecimiento, en las últimas etapas de la adolescencia, incluso entonces, el hueso sufre un constante proceso de degradación y reconstrucción.

1.5 OSIFICACIÓN [1] [3]

El proceso por el cual se forma el hueso recibe el nombre de osificación ó mineralización. El esqueleto de un embrión humano está constituido por membranas de tejido conjuntivo fibroso de tipo conjuntivo embrionario (mesénquima) y cartílago hialino que adoptan una forma parecida a la de los huesos. Estos tejidos proporcionan una estructura de sostén para la osificación, que se inicia alrededor de la sexta o séptima semana de vida embrionaria y que se mantiene hasta la edad adulta. La formación del hueso sigue uno de los dos patrones siguientes:

1. Osificación membranosa. Consiste en la formación del hueso directamente a partir de, en o sobre las membranas de tejido conjuntivo fibroso. Las fontanelas (zonas blandas) del cráneo de un lactante, formadas por membranas de tejido conjuntivo fibroso, acaban finalmente siendo sustituidas por hueso mediante una osificación membranosa.

2. Osificación endocondrial (*endo* = dentro; *chondro* = cartílago). Consiste en la formación de hueso en el cartílago hialino.

Estos dos tipos de osificación no comportan diferencias en la estructura de los huesos maduros y son, sencillamente, métodos distintos de formación del hueso. Ambos mecanismos implican la sustitución por hueso de un tejido conjuntivo preexistente.

La primera fase en el desarrollo del hueso es la emigración de células mesenquimales embrionarias hacia el área donde la formación del hueso está a punto de comenzar. Estas células aumentan de número y tamaño, y convirtiéndose en células osteoprogenitoras. En algunas estructuras esqueléticas donde no existen capilares se convierten en condroblastos; en otras, que sí poseen capilares, se convierten en osteoblastos. Los condroblastos son los responsables de la formación de cartílago. Los osteoblastos forman el tejido óseo mediante osificación membranosa o endocondrial.

1.5.1 OSIFICACIÓN MEMBRANOSA.

Los huesos planos del cráneo, la mandíbula y las clavículas se desarrollan directamente sobre, o en el interior de las membranas de tejido conjuntivo fibroso, formadas por células mesenquimales; es decir, mediante osificación membranosa (*Figura 1.13*).

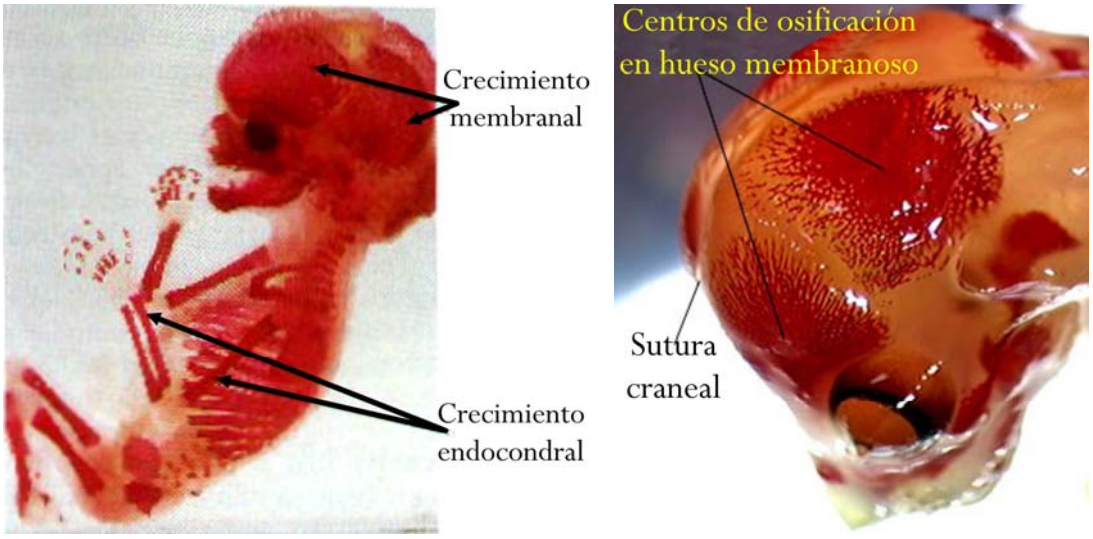


Figura 1.13. La osificación membranosa ocurre principalmente en el feto [15, 16].

Los aspectos esenciales de este proceso son los siguientes:

- En el lugar en el que se desarrollará el hueso, las células mesenquimales se vascularizan, agrupan y diferencian, primero hacia células osteoprogenitoras y después a osteoblastos. El lugar donde se producen estas agrupaciones recibe el nombre de centro de osificación. Los osteoblastos secretan la matriz orgánica del hueso, pero dejan de hacerlo cuando han sido completamente rodeados por ella. Estas células, llamadas ahora osteocitos, descansan en lagunas con canalículos que irradian en todas las direcciones. Más tarde, se depositan el calcio y los demás minerales, y el tejido se endurece y calcifica. Es decir, la calcificación es sólo uno de los aspectos de la osificación.

- Cuando se forma la matriz ósea, se desarrolla en trabéculas. Cuando estas aparecen en varios centros de osificación, se unen unas con otras creando el aspecto de encaje del hueso esponjoso. Los espacios situados entre las trabéculas se llenan de tejido conjuntivo vascularizado, que se diferencian hacia médula ósea roja.

- En el exterior del hueso, el mesénquima vascularizado se transforma en periostio. En último término, algunas de las capas superficiales del hueso esponjoso son sustituidas por hueso compacto. Gran parte de este hueso neoformado será remodelado (destruido y reformado), de forma que el hueso alcance así el tamaño y la forma finales del adulto.

1.5.2 OSIFICACIÓN ENDOCONDRIAL.

La sustitución de cartílago por hueso recibe el nombre de osificación endocondrial (intracartilaginosa). Casi todos los huesos del cuerpo se forman por este mecanismo, aunque donde mejor puede observarse es en los huesos largos.

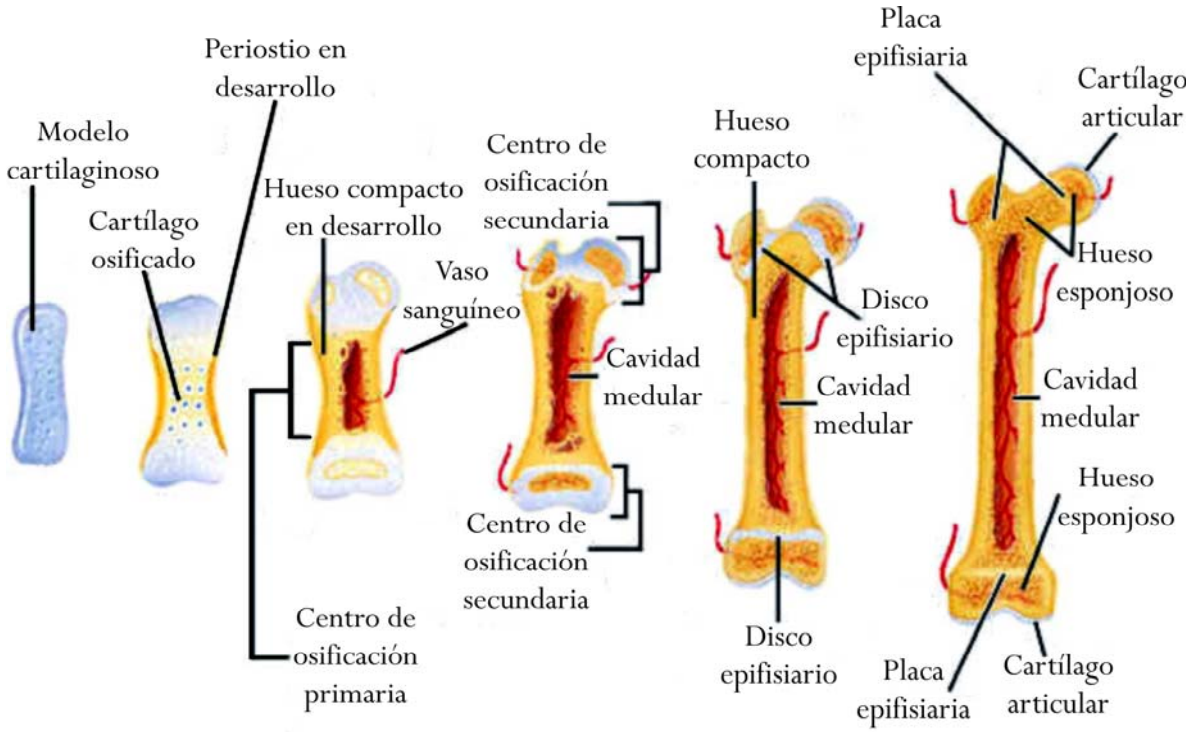


Figura 1.14. Etapas de la osificación endocondrial [6].

Tiene lugar de la siguiente forma:

- *Desarrollo del modelo cartilaginoso*. En el lugar donde se va a formar el hueso, las células mesenquimales se agrupan y adoptan la forma del hueso futuro. Estas células mesenquimales se diferencian a condroblastos que producen matriz cartilaginosa, de forma que el modelo está formado por cartílago hialino. Además, alrededor del modelo cartilaginoso se desarrolla una membrana llamada pericondrio.

- *Crecimiento del modelo cartilaginoso*. Este modelo cartilaginoso crece en longitud por división celular continua de los condrocitos, acompañada de secreción de matriz cartilaginosa por las células hijas. Este patrón de crecimiento da lugar a un aumento de la longitud y recibe el nombre de crecimiento intersticial, es decir, crecimiento desde el interior. El crecimiento en grosor del cartílago se hace fundamentalmente por adición de una matriz

nueva en la periferia; esta matriz es fabricada por los nuevos condroblastos que se desarrollan a partir del pericondrio. Este patrón de crecimiento del cartílago, en el que se deposita matriz en su superficie, recibe el nombre de crecimiento por aposición.

A medida que el modelo cartilaginoso continúa creciendo, los condrocitos de esta región media se hipertrofian (aumentan de tamaño), probablemente por acumulación de glucógeno destinado a la obtención de energía, y producen enzimas que catalizan nuevas reacciones químicas. Las células estallan cambiando el pH de la matriz, lo que desencadena la calcificación. Una vez que el cartílago se ha calcificado, los elementos nutritivos que necesitan las células cartilaginosas no pueden difundirse con la suficiente rapidez por la matriz y las células mueren. Las lagunas de las células muertas se vacían y las finas separaciones existentes entre ellas se rompen.

Entre tanto, una arteria nutricia penetra por el periostio hacia el hueso, por un orificio de éste (agujero nutricio). Este fenómeno tiene lugar en la región media del modelo cartilaginoso, estimulando a las células osteoprogenitoras a diferenciarse en osteoblastos. Las células depositan una fina capa de hueso compacto bajo el pericondrio llamada collar óseo periostico. Una vez que el pericondrio comienza a formar hueso, recibe el nombre de periostio.

- *Desarrollo del centro primario de osificación*. Cerca de la parte media del modelo cartilaginoso, los capilares del periostio crecen hacia el cartílago calcificado y desintegrado. Estos vasos, los osteoblastos, los osteoclastos y las células de la médula ósea, reciben el nombre de yema perióstica. Al crecer hacia el modelo cartilaginoso, los capilares producen un centro primario de osificación, una región en la que el tejido óseo sustituirá a la mayor parte del cartílago. En el centro, los osteoblastos comienzan a depositar matriz ósea sobre los restos de cartílago calcificado, formando trabéculas de hueso esponjoso. A medida que crece desde el centro hacia los extremos del hueso, los osteoclastos van destruyendo paulatinamente las trabéculas óseas esponjosas recién formadas, dejando una cavidad en el centro del modelo, la cavidad medular (médula).

- *Desarrollo de la diáfisis y la epífisis*. La diáfisis (tallo), que en un principio era una masa sólida de cartílago hialino, es sustituida por hueso compacto, cuya parte central tiene una cavidad medular llena de médula ósea roja. Cuando los vasos sanguíneos (arterias epifisiarias) penetran en las epífisis, aparecen los centros secundarios de osificación, generalmente alrededor del momento del nacimiento. En estos centros, la formación del hueso es similar a la de los centros primarios de osificación, aunque con algunas excepciones:

  1) Se mantiene el hueso esponjoso del interior de las epífisis
  2) En las epífisis no se forman cavidades medulares y
  3) El cartílago hialino permanece cubriendo las epífisis, dando lugar al cartílago articular, y entre la diáfisis y la epífisis en la placa epifisiaria o de crecimiento, responsable del aumento en longitud de los huesos largos.

1.6 HOMEOSTASIS DEL HUESO [1].

El hueso, como la piel, se forma antes del nacimiento, pero su renovación es constante. La remodelación es la continua sustitución del tejido óseo antiguo por tejido óseo nuevo. El hueso nunca permanece en reposo metabólico, pues constantemente se remodela y redistribuye su matriz a lo largo de líneas de tensión mecánica. El hueso compacto se forma a partir del esponjoso. Sin embargo, incluso una vez alcanzados su forma y tamaño adultos, el hueso antiguo esta siendo continuamente destruido y sustituido por tejido óseo nuevo. La remodelación también elimina el hueso gastado y lesionado, sustituyéndolo por tejido nuevo. Permite al hueso actuar como reserva de calcio. Son muchos los tejidos que necesitan calcio para poder realizar sus funciones. Varias hormonas regulan continuamente los intercambios de calcio entre la sangre y los huesos.

1.6.1 REMODELACIÓN [3]

La remodelación (*Figura 1.15*) se produce a velocidades distintas en las diversas regiones del organismo. La porción distal del fémur es sustituida aproximadamente cada cuatro meses. Por el contrario, el hueso de determinadas partes del tallo no es sustituido completamente durante toda la vida del individuo. Los osteoclastos son los responsables de la resorción ósea (destrucción de la

matriz). Existe una delicada homeostasis entre las acciones de los osteoclastos en cuanto a la destruccion de minerales y colágeno, y las de los osteoblastos formadores de hueso que depositan minerales y colágeno. Si la cantidad de hueso nuevo formado es excesiva, los huesos se hacen anormalmente gruesos y pesados. Si se deposita demasiado mineral, éste exceso puede formar masas gruesas o espolones sobre el hueso, que interfieren con los movimientos de las articulaciones. Una pérdida excesiva de calcio o de tejido debilita los huesos y puede facilitar su ruptura, como sucede en la osteoporosis, o hacerlos demasiado flexibles como ocurre en la osteomalacia. La aceleración anormal del proceso de remodelación se traduce en un cuadro llamado enfermedad de Paget.

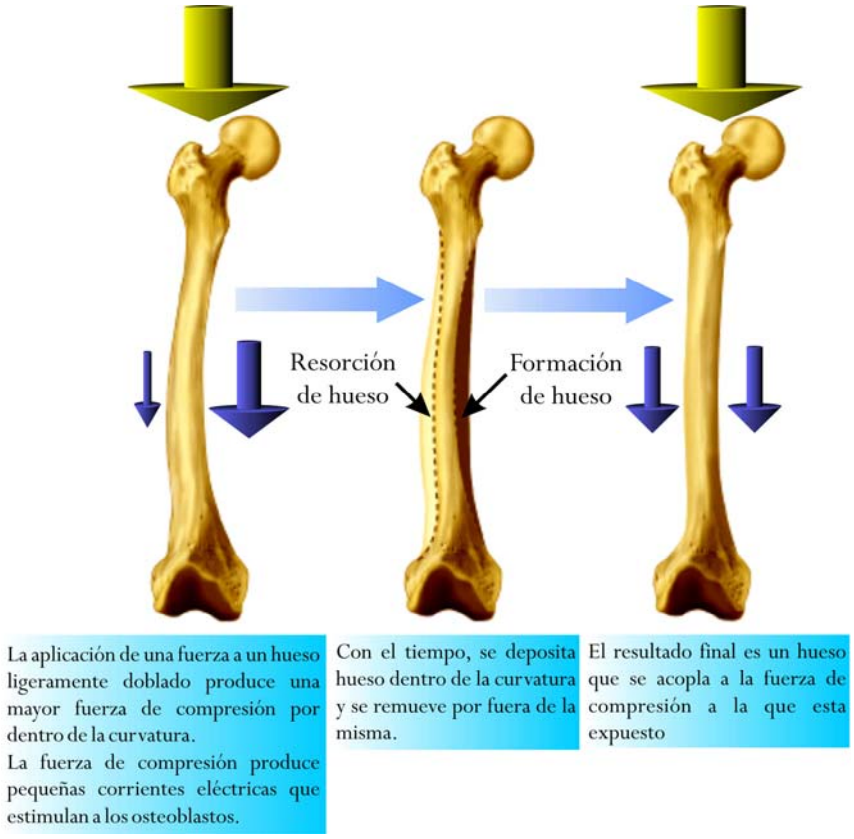


Figura 1.15. Etapas de la remodelación del hueso [17].

En el proceso de resorción, los osteoclastos emiten proyecciones que secretan enzimas lisosomiales que digieren las proteínas y varios ácidos (láctico, carbónico y cítrico). Las enzimas digieren el colágeno y otras sustancias orgánicas, mientras que los ácidos aparentemente disuelven los

minerales del hueso. Estudiados con el microscopio, los osteoclastos tienen aspecto fagocitario y se admite que también fagocitan fragmentos completos de colágeno y minerales óseos.

1.6.2 FRACTURA Y REPARACIÓN DEL HUESO.

Una fractura es cualquier rotura del hueso. Aunque pueden clasificarse de formas distintas, tal como se indica a continuación:

Tipo de fractura	Definición
Parcial	*La rotura a través del hueso es incompleta (Figura 1.16)*
Completa	*La rotura a través del hueso es completa, de forma que el hueso se divide en dos o mas piezas*
Cerrada (simple)	*El hueso no sale a través de la piel*
Abierta (expuesta)	*Los extremos rotos del hueso protuyen a través de la piel*
Conminuta	*El hueso se ha aislado en el lugar del impacto y entre los dos fragmentos principales se encuentran fragmentos más pequeños (Figura1.16)*
En tallo verde	*Fractura parcial en la que uno de los lados del hueso se rompe y el otro se arquea; solo ocurre en los niños (Figura 1.16)*
Espiral	*El hueso suele separarse y girar (Figura 1.16)*
Transversal	*Fractura que forma un ángulo recto con el eje mayor del hueso (Figura 1.16)*
Impactada	*Uno de los fragmentos esta firmemente incrustado en el otro*
Desplazada	*No se conserva la alineación anatómica de los fragmentos*
No desplazada	*Se conserva la alineación anatómica de los fragmentos*
Por sobrecarga	*Fracturas microscópicas debidas a la incapacidad del hueso para soportar tensiones repetidas. Suelen ser consecuencia de actividades que originan impactos repetidos, como atletismo, básquetbol, fútbol, ultimate. Alrededor del 25% de las fracturas de tensión afectan a la tibia (hueso de la espinilla)*
Patológica	*Debilitamiento de un hueso causado por una enfermedad, como en neoplasia, osteomielitis, osteoporosis u osteomalacia*
De Pott	*Fractura del extremo distal del hueso lateral de la pierna (fíbula) con grave daño de la articulación distal de la tibia*
De Colles	*Fractura del extremo distal del hueso lateral del antebrazo (radio) en la que el fragmento distal sufre un desplazamiento posterior*

Tabla 1.1. Tipos de fractura y descripción.

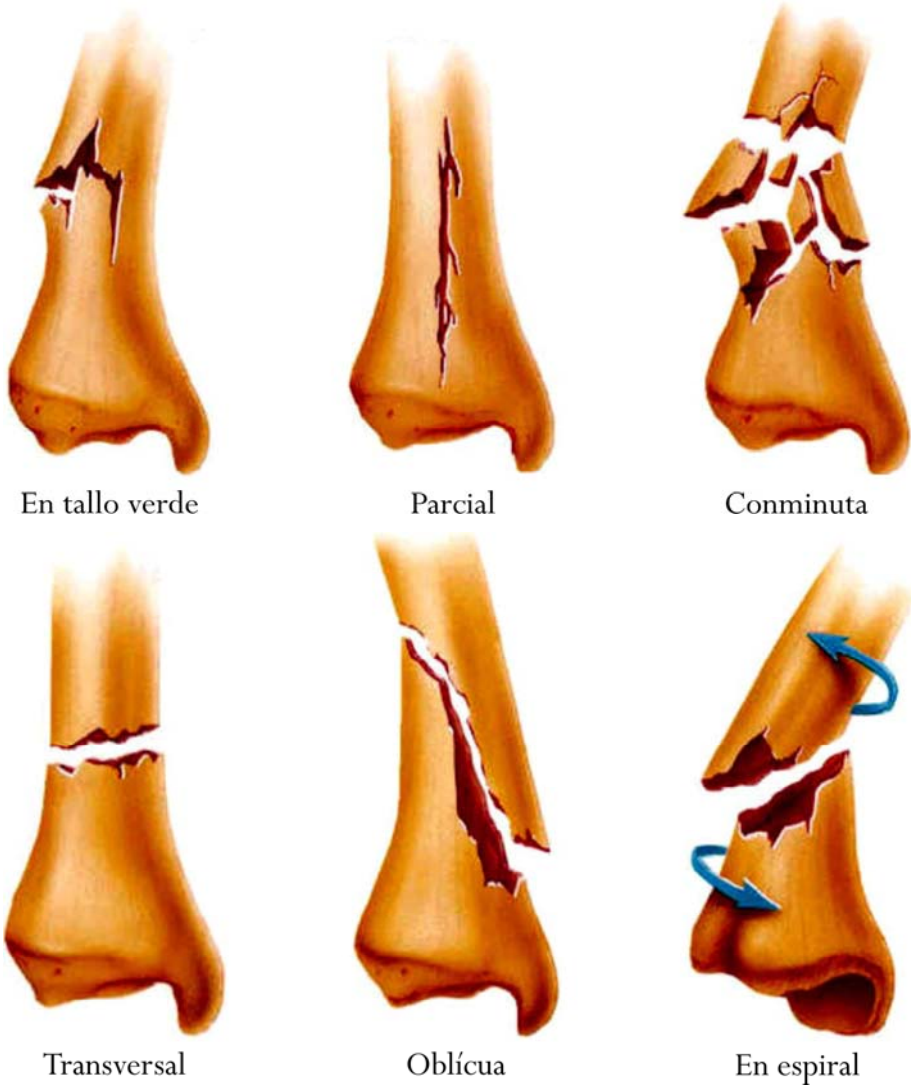


Figura 1.16. Principales tipos de fractura [15].

Generalmente, los extremos fracturados de un hueso pueden reducirse (reintegrarse a su posición normal) manipulándolos sin necesidad de intervención quirúrgica. Este procedimiento de reducir una fractura se llama reducción cerrada. En otros casos, para poder reconstituir la rotura ha de efectuarse una exposición quirúrgica de la misma. Este método recibe el nombre de reducción abierta.

Aunque la irrigación del hueso es abundante, a veces la curación tarda meses en producirse. El deposito de calcio y fósforo suficiente para reforzar y endurecer el hueso se hace de manera gradual y, en general, las células óseas también crecen y se reproducen lentamente. Además, en el hueso

fracturado la irrigación disminuye, lo que explica en parte la dificultad de consolidación de un hueso infectado. Las lesiones del cartílago curan incluso con mayor lentitud, ya que solo existen capilares en el pericondrio. La reparación de una fractura pasa por las siguientes fases:

1. Como consecuencia de la fractura, los vasos sanguíneos que cruzan la línea fracturada se rompen. Estos vasos se encuentran en el periostio, en las osteonas (sistemas de Havers) y en la cavidad medular. Cuando la sangre sale por los extremos rotos de estos vasos forma un coágulo en el lugar de la fractura. Este coágulo, llamado hematoma de la fractura, suele producirse en un plazo de 6 a 8 horas a partir del momento de la lesión. Como al formarse el hematoma de la fractura se interrumpe la circulación de la sangre, las células óseas y las periosticas del lugar de la fractura mueren. El hematoma actúa como foco de atracción para la invasión celular que se produce a continuación. Tras la formación del hematoma de la fractura se produce una tumefacción e inflamación y se acumula una cantidad considerable de células muertas y detritus. Los capilares sanguíneos crecen en el interior del coágulo y los fagocitos (neutrófilos y macrófagos), junto con los osteoclastos, comienzan a retirar el tejido traumatizado en el hematoma de la fractura y a su alrededor. Este proceso puede durar incluso semanas. (*Figura 1.17*)

2. La infiltración de los capilares sanguíneos en el hematoma de la fractura ayuda a organizarlo en un tejido de granulación conocido en ese momento como procallo. A continuación los fibroblastos del periostio y las células osteoprogenitoras del periostio, endostio y médula ósea invaden el procallo. Los fibroblastos producen fibras de colágeno que ayudan a conectar los extremos rotos del hueso. Las células osteoprogenitoras se diferencian a condroblastos en las áreas más alejadas del tejido óseo sano, donde el ambiente es avascular. Aquí, los condroblastos empiezan a producir fibrocartílago y el procallo se transforma en un callo fibrocartilaginoso (blando). El callo es, de hecho, una masa de tejido de reparación que une los extremos rotos de los huesos. El estadio de callo fibrocartilaginoso dura unas tres semanas. (*Figura1.17*)



Figura 1.17. Reparación de una fractura ósea. Etapas 1 y 2 [15].

3. En las áreas más cercanas al tejido óseo sano, donde el ambiente es más vascular, las células osteoprogenitoras se diferencian a osteoblastos, que comienzan a producir trabéculas de hueso esponjoso. Las trabéculas unen porciones vivas y muertas de los fragmentos óseos originales. Con el tiempo, el fibrocartílago se convierte en hueso esponjoso y el callo recibe el nombre de callo óseo (duro). El estadio de callo óseo dura unos 3 a 4 meses. (*Figura 1.18*)

4. La fase final de la reparación de la fractura es la remodelación del callo. Las porciones muertas de los fragmentos originales son gradualmente reabsorbidas por los osteoclastos. El hueso compacto sustituye al esponjoso en la periferia de la fractura. A veces, la consolidación de la fractura es tan completa que no puede detectarse la línea de la fractura ni siquiera con una radiografía. No obstante, en la superficie del hueso suele quedar una zona engrosada como prueba que allí se produjo una fractura. (*Figura 1.18*)

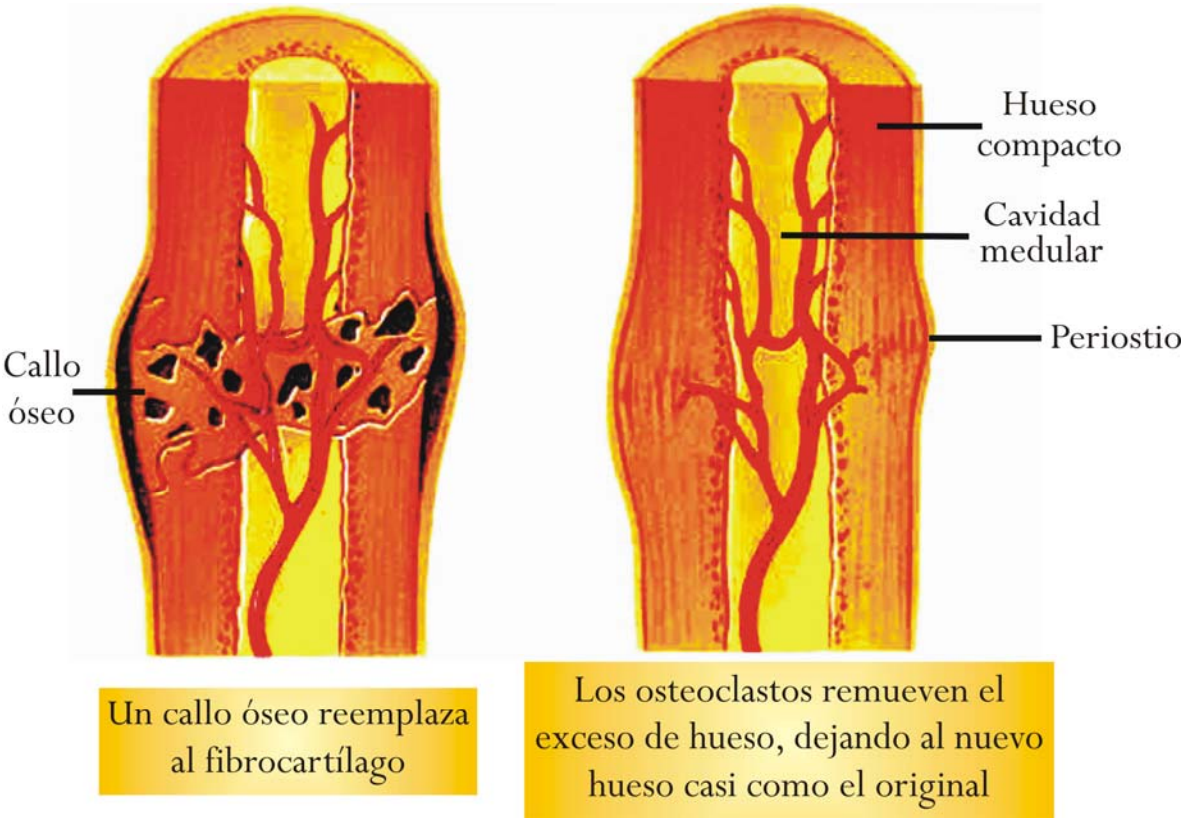


Figura 1.18. Reparación de una fractura ósea. Etapas 3 y 4 [15].

BIBLIOGRAFÍA

1. Tortora y Grabowski, Fundamentos de anatomía y fisiología, ed. Hascourt Brace, 7ª edición, 1999, capítulo 6, págs. 147-164
2. Seeley, Rod, Introduction to anatomy, ed. Moeby Year Book, 2ª edicion, 1992
3. Escuredo, Sanchez, Borrás & Serrat, Estructura y función del cuerpo humano, ed. McGraw Hill Interamericana, 2ª edicion, 2002, págs. 94-96
4. Keith, L. Moore, Anatomía con orientación clínica, Editorial Médica Panamericana, 1986, págs. 14-22
5. www.tmj.co.kr/tmj/info/drinfo/tmjneed3.htm
6. www.sirinet.net/~jgjohnso/skeletonorg.html
7. csa.clpgh.org/pressroom
8. www.roche.com/pages/facets/11/ostedef.htm
9. www.medes.fr/Eristo/Osteoporosis/OsteocytesImage.html
10. kie.berkeley.edu/ned/data/E01-970815-004/forces.html
11. www2j.biglobe.ne.jp/~fkamiya/HB/C10_57.html
12. www.accd.edu/pac/biology/a_plabs/LabEx9Week6/WebDoc/OsteonIdenAnswer.htm
13. www.niagaracc.suny.edu/val/osteon.jpg
14. academic.wsc.edu/faculty/jatodd1/351/ch4outline.html
15. faculty.southwest.tn.edu/rburkett/A&P1_bone_tissue_lab.htm
16. chickscope.itg.uiuc.edu/explore/embryology/day14/dev1.html
17. www.abcbodybuilding.com/magazine03/bonemechanics2.htm

2. INTRODUCCIÓN Y TEORÍA DE LOS CAMPOS MAGNÉTICOS.

El electromagnetismo es una de las fuerzas fundamentales de la naturaleza que involucra al magnetismo como uno de sus aspectos. Inicialmente la forma fundamental de obtener campos magnéticos fue a través de los llamados imanes naturales; pero cuando Oersted comprueba que una brújula, no sólo podía ser desviada por un campo magnético (el terrestre, por ejemplo), sino que también podía ser desviada por una corriente eléctrica, se descubre que las corrientes eléctricas también son capaces de producir campos magnéticos. Esto es, las fuerzas magnéticas son producidas por el movimiento de partículas cargadas, como por ejemplo los electrones, lo que indica la estrecha relación entre la electricidad y el magnetismo. La manifestación más conocida del magnetismo es la fuerza de atracción o repulsión que actúa entre los materiales magnéticos como el hierro.

2.1 ANTECEDENTES HISTÓRICOS. [1 – 7]

El conocimiento de las acciones magnéticas se remonta a la Grecia antigua, pues ya entonces se había observado la acción de la magnetita o piedra imán sobre el hierro; sin embargo, el estudio metodológico del magnetismo y sus leyes tiene su inicio en el siglo XIX. El físico danés Oersted comprobó la interacción entre la corriente eléctrica y una aguja imantada, lo que indicaba que los efectos de imanes y corrientes eléctricas eran similares. Algunos años más tarde, el investigador británico Michael Faraday consiguió generar una corriente eléctrica en una espira variando la intensidad de corriente en un circuito próximo. Ambos resultados se deben a fuerzas originadas por la carga eléctrica en movimiento. Estas fuerzas no son las electrostáticas, sino que tienen un carácter diferente (magnético), atribuible sin duda al movimiento de la carga eléctrica.

Hacia la primera mitad del siglo XIX se establecieron vínculos entre la electricidad y el magnetismo. Primero se estableció que se podían crear campos magnéticos al mover cargas eléctricas (corriente eléctrica). Luego se demostró que un imán podía desviar el curso de una carga eléctrica en movimiento. En forma independiente, Faraday y el físico norteamericano Joseph Henry demostraron que un imán en movimiento puede crear un campo eléctrico y provocar un flujo de corriente.

A mediados del siglo XIX ya se tenía conocimiento de que existe una relación fundamental entre electricidad y magnetismo: Una carga eléctrica en movimiento puede producir una fuerza magnética que desvía la aguja de una brújula cercana y un imán en movimiento puede producir una corriente eléctrica en un cable cercano. Así, las acciones entre imanes y/o corrientes originan un campo de fuerzas, de modo que cualquier imán o corriente eléctrica modifica el espacio que les rodea creando lo que se conoce como *Campo electromagnético*.

2.2 CAMPOS MAGNÉTICOS.[1 – 7]

Se conoce como campo magnético a la región del espacio donde se ponen de manifiesto los efectos magnéticos, demostrándose su existencia en un punto del espacio de un modo directo al colocar una brújula en un punto arbitrario y comprobar si tiende a alinearse en una dirección en particular. Sino existen imanes ó corriente eléctrica, la aguja apuntará en la dirección del polo norte del campo magnético terrestre, pero si existen imanes o corriente eléctrica, la aguja apuntará en la dirección del polo norte resultante entre el campo de la tierra y el de los imanes.

Una barra imantada (magneto ó imán) concentra en sus extremos su fuerza de atracción ó repulsión. Éstos extremos son conocidos como los polos norte *(N)* y sur *(S)*. Al interactuar este imán con una brújula, se observa que el extremo S de la brújula, repele al S del imán y el N repele al N; pero el S y el N de ambos se atraen entre sí *(Figura 2.1)*.

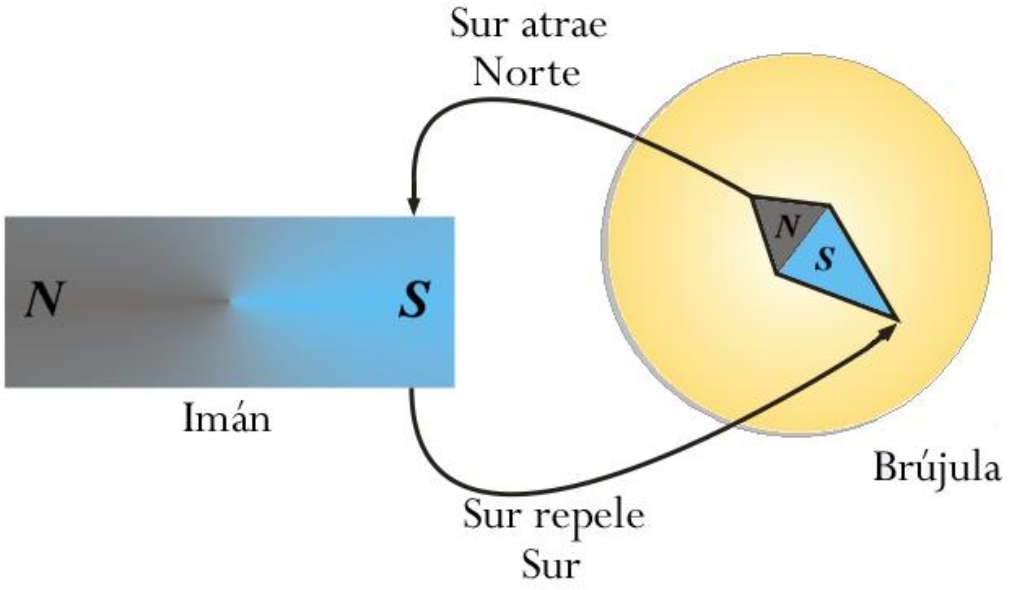


Figura 2.1 Efectos en los polos de un imán y una brújula.

Ambos polos pueden atraer objetos de hierro ya que, bajo la influencia de un imán cercano, cada objeto se convierte en un imán temporal, con sus polos ordenados de la forma apropiada para la atracción magnética.

La dirección que marca la brújula del ejemplo anterior es la del *vector inducción magnética* $\vec{B}$, es decir la *S-N* (*Sur-Norte*), tal como se muestra en la *Figura 2.2*. En ella se han reflejado las llamadas *líneas de fuerza del campo magnético,* que son líneas cerradas que salen de la cara norte del imán y entran en su cara sur. El vector inducción $\vec{B}$ es tangente a ellas en todos sus puntos.

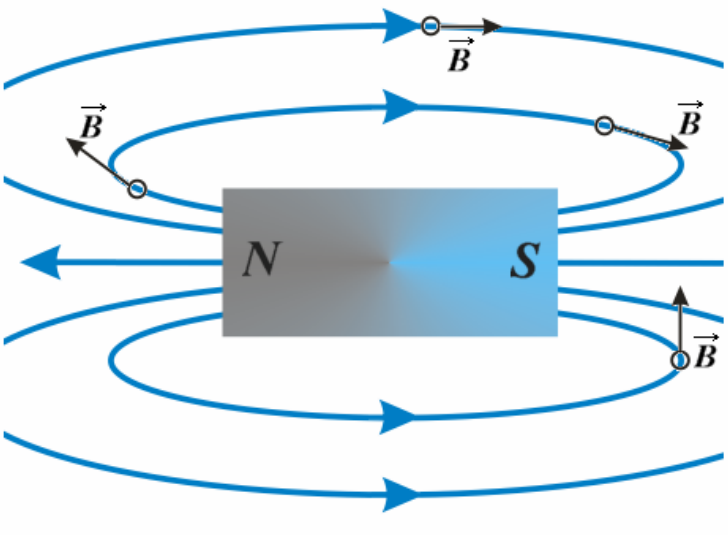
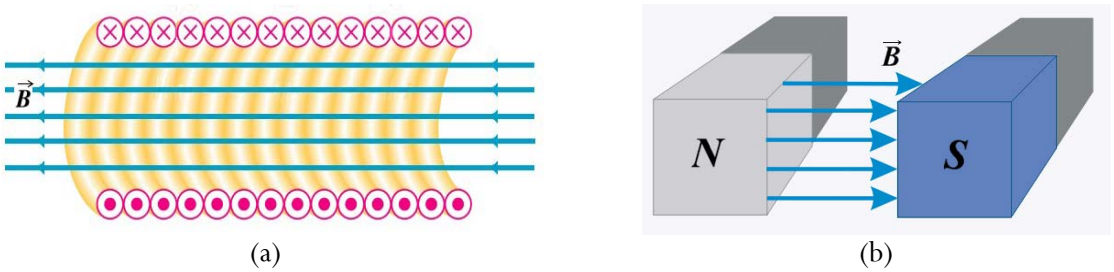


Figura 2.2 Vector de inducción magnética.

Particularmente nos interesan los llamados *campos magnéticos uniformes*, definidos como aquellos en que el vector inducción $\vec{B}$ tiene igual valor, dirección y sentido en todos los puntos del mismo. Unos ejemplos de campos magnéticos uniformes son los existentes en el interior de un solenoide largo (Bobina) ó el producido entre las caras N-S de un imán tipo herradura *(Figura 2.3)*.



(a) (b)

Figura 2.3 Campos magnéticos uniformes: (a) En el interior de un solenoide; (b) En los extremos de un imán tipo herradura.

Así como un campo eléctrico $\vec{E}$ puede representarse mediante líneas de campo eléctrico, el campo magnético también puede ser representado mediante líneas de campo magnético *(figura 2.4)*. Sin embargo existen 2 diferencias entre ambos:

- La fuerza eléctrica que actúa sobre una carga positiva posee la dirección del campo eléctrico, definida por sus líneas de campo.
- La fuerza magnética que actúa sobre una carga móvil es perpendicular al campo magnético, por tanto, las líneas de campo magnético no poseen la dirección de las fuerzas magnéticas.

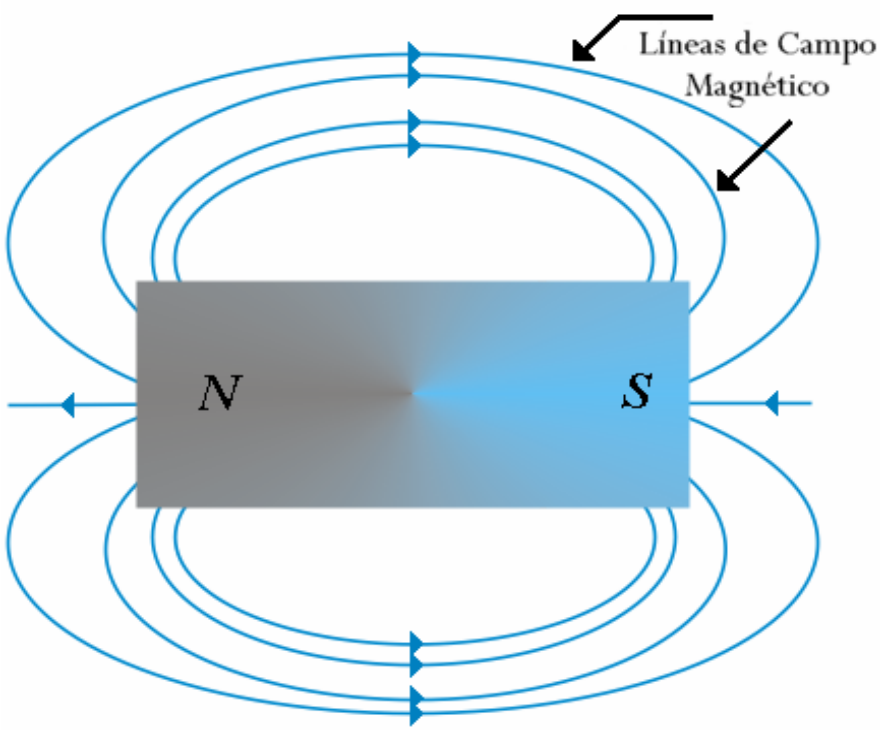


Figura 2.4 Representación de un Campo Magnético.

2.2.1 FUERZA EJERCIDA POR UN CAMPO MAGNÉTICO.

Los campos magnéticos influyen sobre los materiales magnéticos y sobre las partículas cargadas en movimiento. En términos generales, cuando una partícula cargada se desplaza a través de un campo magnético, experimenta una fuerza que forma ángulos rectos con la velocidad de la partícula y con la dirección del campo. Como la fuerza siempre es perpendicular a la velocidad, las partículas se mueven en trayectorias curvas.

Cuando una carga q posee una velocidad $\vec{v}$ dentro de un campo magnético $\vec{B}$, aparece una fuerza que depende de q y de la dirección de $\vec{v}$ y de $\vec{B}$. La interacción de todas las variables mencionadas nos señala que:

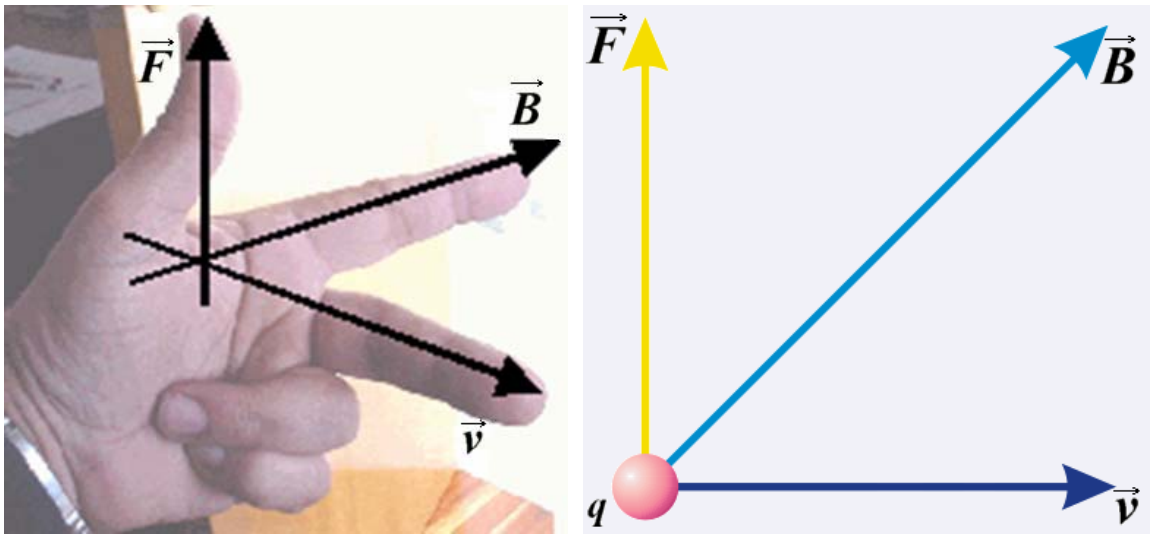
1. La fuerza es proporcional a la carga q.
2. La fuerza es proporcional al módulo de la velocidad $\vec{v}$.
3. La fuerza es perpendicular al campo magnético $\vec{B}$ y a la velocidad $\vec{v}$.

Esto es:

$$\vec{F} = q \cdot \vec{v} \times \vec{B} \tag{2.1}$$

La dirección de $\vec{F}$ viene dada por la regla de la mano izquierda como el eje de rotación cuando $\vec{v}$ gira hacia $\vec{B}$ *(Figura 2.5)*. Si la carga es *negativa*, la fuerza invierte su sentido. En el caso de que la carga se encuentre en reposo, la fuerza ejercida por el campo magnético sobre ella es *nula,* como se desprende de la fórmula (2.1).

Es importante señalar que al actuar la fuerza sobre la carga móvil, ésta se desvía de su trayectoria. Mientras permanece en el interior del campo magnético, suponiendo que las direcciones de la *velocidad* y del *campo* son perpendiculares entre sí, el movimiento de la carga es *circular uniforme*.



(a) (b)

Figura 2.5 Regla de la mano izquierda: (a) Forma gráfica; (b) Forma cartesiana.

La unidad del campo magnético es el *tesla*.

$$[T]=\left[\frac{Wb}{m^2}\right]$$

2.2.2 FUERZA DE LORENTZ.

En electromagnetismo, se sabe que las partículas cargadas pueden estar bajo la influencia, tanto de la fuerza eléctrica ($\vec{F}_E = q\cdot\vec{E}$) como por la fuerza magnética ($\vec{F}_M = q\cdot\vec{v}\times\vec{B}$). Así, la fuerza total está dada por la suma vectorial de las fuerzas eléctricas y magnéticas, siendo:

$$\vec{F} = \vec{F}_E + \vec{F}_M = q\left(\vec{E} + \vec{v} \times \vec{B}\right) \tag{2.2}$$

Esta fuerza representa la totalidad de las fuerzas que pueden actuar sobre un cuerpo en virtud del hecho de poseer carga eléctrica. La fuerza total descrita por la ecuación (2.2) se denomina Fuerza de Lorentz, en honor al físico holandés *Hendrik Antoon Lorentz*, quien desarrolló una teoría consistente sobre electricidad y magnetismo.

2.3 FUENTES DE CAMPO MAGNÉTICO.

Un campo magnético se puede obtener por condición natural ó artificial, adquiriendo su condición de otro material, y tiene la propiedad de atraer el hierro (imán). Los imanes también se clasifican de acuerdo al tiempo que conservan dicha propiedad.

Como ejemplo de imán natural tenemos a la magnetita o piedra imán que está compuesto de óxido de hierro (Fe_3O_4), y también es clasificado como imán permanente, dado que conserva sus propiedades magnéticas siempre.

Un ejemplo de imán artificial puede ser un trozo de hierro imantado por el campo magnético creado por un imán o por una corriente eléctrica. El hierro dulce (hierro con muy bajo contenido en carbono) se convierte en un imán artificial mientras está presente un campo magnético, pero pierde su magnetismo cuando deja de existir dicho campo (o, como en el caso de un electroimán, cuando deja de pasar la corriente eléctrica por el arrollamiento conductor). El acero imantado es un imán artificial permanente porque sí conserva su magnetismo.

Cuando hablamos de fuentes artificiales que generan campos electromagnéticos, encontramos una particularidad importante. Los campos eléctricos tienen su origen en diferencias de voltaje: entre más elevado sea el voltaje, más fuerte será el campo que resulta. En cambio, los campos magnéticos tienen su origen en las corrientes eléctricas: una corriente más fuerte resulta en un campo más fuerte. Entonces podemos hablar de campos magnéticos debidos a elementos de corriente.

2.3.1 CAMPOS MAGNÉTICOS CREADOS POR CARGAS PUNTUALES MÓVILES.

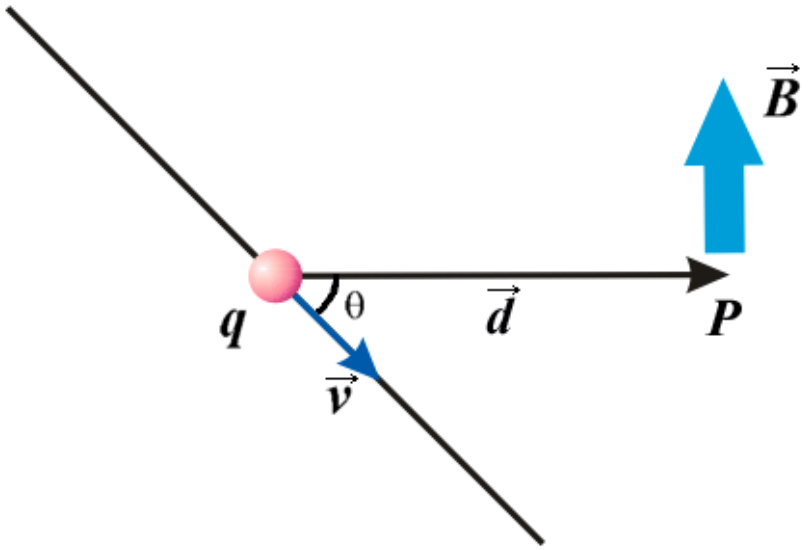


Figura 2.6 Campo Magnético debido a una carga puntual.

Cuando una carga puntual q se mueve con velocidad $\vec{v}$ *(Figura 2.6)*, se produce un campo magnético $\vec{B}$ en el espacio, dado por:

$$\vec{B} = \frac{\mu_0}{4 \cdot \pi} \cdot \frac{q \cdot \vec{v} \times \vec{r}}{|\vec{r}|^2} \qquad (2.3)$$

Donde:

- $\vec{r}$ es el vector que va desde la carga a cualquier punto en el espacio donde actúa dicho campo.
- μ_0 es la constante de proporcionalidad llamada *Permeabilidad del Espacio Libre*.

$$\mu_0 = 4 \cdot \pi \times 10^{-7} \left[\frac{H}{m}\right]$$

La ecuación (2.3) nos indica que:

- La magnitud de $\vec{B}$ es proporcional a la carga q y a la velocidad $\vec{v}$.
- El campo magnético es cero a lo largo de la línea de movimiento de la carga. En otros puntos del espacio es proporcional al ángulo que forman $\vec{r}$ y $\vec{v}$.
- La dirección de $\vec{B}$ es perpendicular a ambos, la velocidad $\vec{v}$ y el vector $\vec{r}$.

2.3.2 CAMPO MAGNÉTICO CREADO POR CORRIENTES ELÉCTRICAS: LEY DE BIOT-SAVART.

Consideremos una carga positiva q que se mueve con velocidad $\vec{v}$. En un punto situado a una distancia r de la carga q se origina un campo magnético cuya magnitud es directamente proporcional a la carga y a la velocidad e inversamente proporcional al cuadrado de la distancia de la carga al punto considerado.

$$B = \frac{1}{4\pi}\frac{q \cdot v \cdot sen\theta}{r^2} \tag{2.4}$$

En la práctica, el campo magnético es creado por cargas eléctricas que se mueven por el interior de los conductores *(Figura 2.7)*.

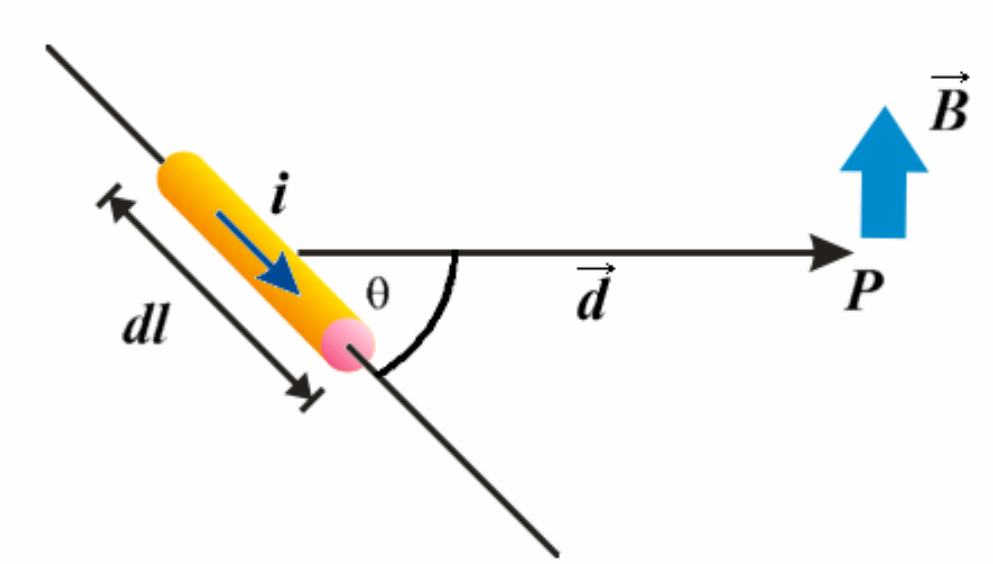


Figura 2.7 Corriente que circula al interior de un conductor (Ley de Biot-Savart).

Si tomamos un segmento de dicho conductor dl, cercano a un punto cualquiera P, la magnitud viene dada por:

$$dB = \frac{1}{4\pi}\frac{i \cdot dl \cdot sen\theta}{r^2} \tag{2.5}$$

Integrando la ecuación anterior se obtiene la ley de Biot-Savart, que se enuncia del modo siguiente: "El campo magnético $\vec{B}$ creado en un punto por una corriente rectilínea indefinida es perpendicular al plano determinado por la dirección de la corriente y el punto"

$$B = \oint \frac{i}{4\pi \cdot r} d\vec{l} \times \vec{r} \tag{2.6}$$

El campo magnético debido a la corriente total en un circuito puede calcularse mediante la ley de Biot-Savart, calculando el campo debido a cada elemento de corriente y después sumando (integrando) para todos los elementos de corriente del circuito.

2.3.2.1 CAMPO MAGNÉTICO DEBIDO A UNA ESPIRA DE CORRIENTE.

En muchos dispositivos que utilizan una corriente para crear un campo magnético, tales como un electroimán o un transformador, el conductor que transporta la corriente está arrollado en forma de bobina formada por muchas espiras, siendo la espira el elemento considerado como la unidad del dispositivo que genera el campo.

En la *Figura 2.8*, se muestra una espira circular de radio R, recorrida por una corriente de intensidad i. El punto P está sobre el eje de la espira a una distancia x de su centro.

Siendo r la distancia entre el elemento de corriente y el punto P, La ley de Biot-Savart nos permite calcular el campo magnético creado por dicho elemento de corriente.

$$dB = \frac{\mu_0 \cdot i}{4 \cdot \pi} \frac{\vec{\mathbf{a}}_t \times \vec{\mathbf{a}}_r}{r^2} \cdot dl \tag{2.7}$$

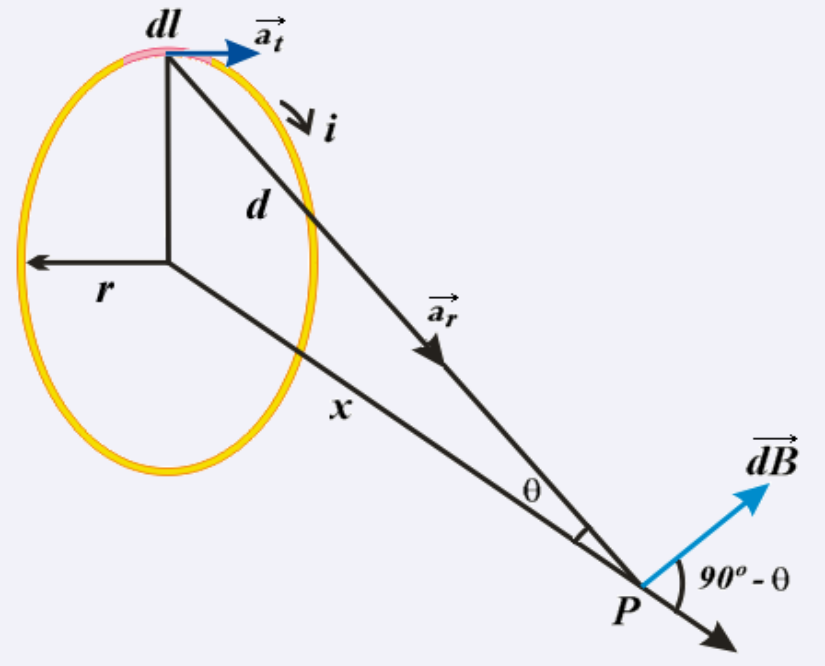


Figura 2.8 Espira circular que afecta a un punto P.

Dado que los vectores unitarios $\vec{a}_t$ y $\vec{a}_r$ forman un ángulo de 90°:

$$dB = \frac{\mu_0 \cdot i \cdot dl}{4 \cdot \pi \cdot d^2} \tag{2.8}$$

El vector campo magnético $d\vec{B}$ tiene dos componentes:

- A lo largo del eje de la espira $dB \cdot \cos(90\text{-}\theta)$.
- Perpendicular al eje de la espira $dB \cdot \text{sen}(90\text{-}\theta)$.

Por razón de simetría, las componentes perpendiculares al eje, creadas por elementos diametralmente opuestos, se anulan entre sí. Por tanto, el campo magnético resultante está dirigido a lo largo del eje y puede calcularse mediante una integración sencilla, ya que r es constante y θ es constante, tal como:

$$B = \int dB \cdot \cos(90 - \theta) = \frac{\mu_0 \cdot i \cdot R^2}{2\left(\sqrt{x^2 + R^2}\right)^3} \tag{2.9}$$

Para determinar la magnitud del campo magnético al centro de la espira $(x=0)$:

$$B = \frac{\mu_0 \cdot i}{2 \cdot R} \tag{2.10}$$

El sentido del campo magnético viene determinado por la regla de la mano derecha. Si imaginamos que el dedo pulgar de la mano toma la dirección del vector velocidad, en el caso de la carga, ó el conductor, en el caso de una corriente *(Figura 2.9)*, de modo que el pulgar extendido señale el sentido de la velocidad o de la corriente, el vector $\vec{B}$ será tangente a la circunferencia definida por el resto de los dedos en el punto considerado y en el sentido del giro indicado desde la muñeca al extremo de los mismos.

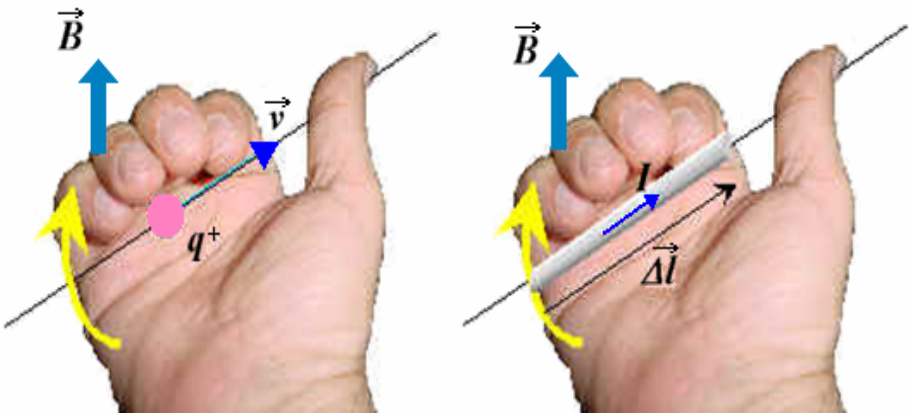


Figura 2.9 Regla de la mano derecha.

2.3.2.2 LEY DE AMPÈRE.

Se sabe que el flujo del campo eléctrico a través de una superficie cerrada que rodea a una carga neta es proporcional a la carga (Ley de Gauss)[8]; es decir, el número de líneas de campo eléctrico que salen de la superficie depende sólo de la carga neta dentro de ella. Esta propiedad se basa, en parte, en el hecho de que las líneas de campo eléctrico se originan en cargas eléctricas.

La situación es bastante diferente para campos magnéticos, los cuales son continuos y forman lazos cerrados. Las líneas de campo magnético creadas por corrientes no empiezan o terminan en ningún punto *(Figura 2.4)*. Esto nos dice que, para cualquier superficie cerrada, el número de líneas que entran en la superficie es igual al número de las que salen de la misma, por lo que el flujo magnético neto es cero. Esto contrasta con el caso de una superficie que rodea a una carga de un dipolo eléctrico, donde el flujo eléctrico neto no es cero.

También debemos considerar que, si en un dipolo eléctrico cada polo se separa por una distancia suficientemente grande, entonces dichos polos pueden considerarse como cargas puntuales de polaridades opuestas; sin embargo, para el caso del dipolo magnético se cumple que no obtenemos polos norte y sur aislados, sino un par de imanes más pequeños, es decir, no existe un mono-polo magnético *(Figura 2.10)*.

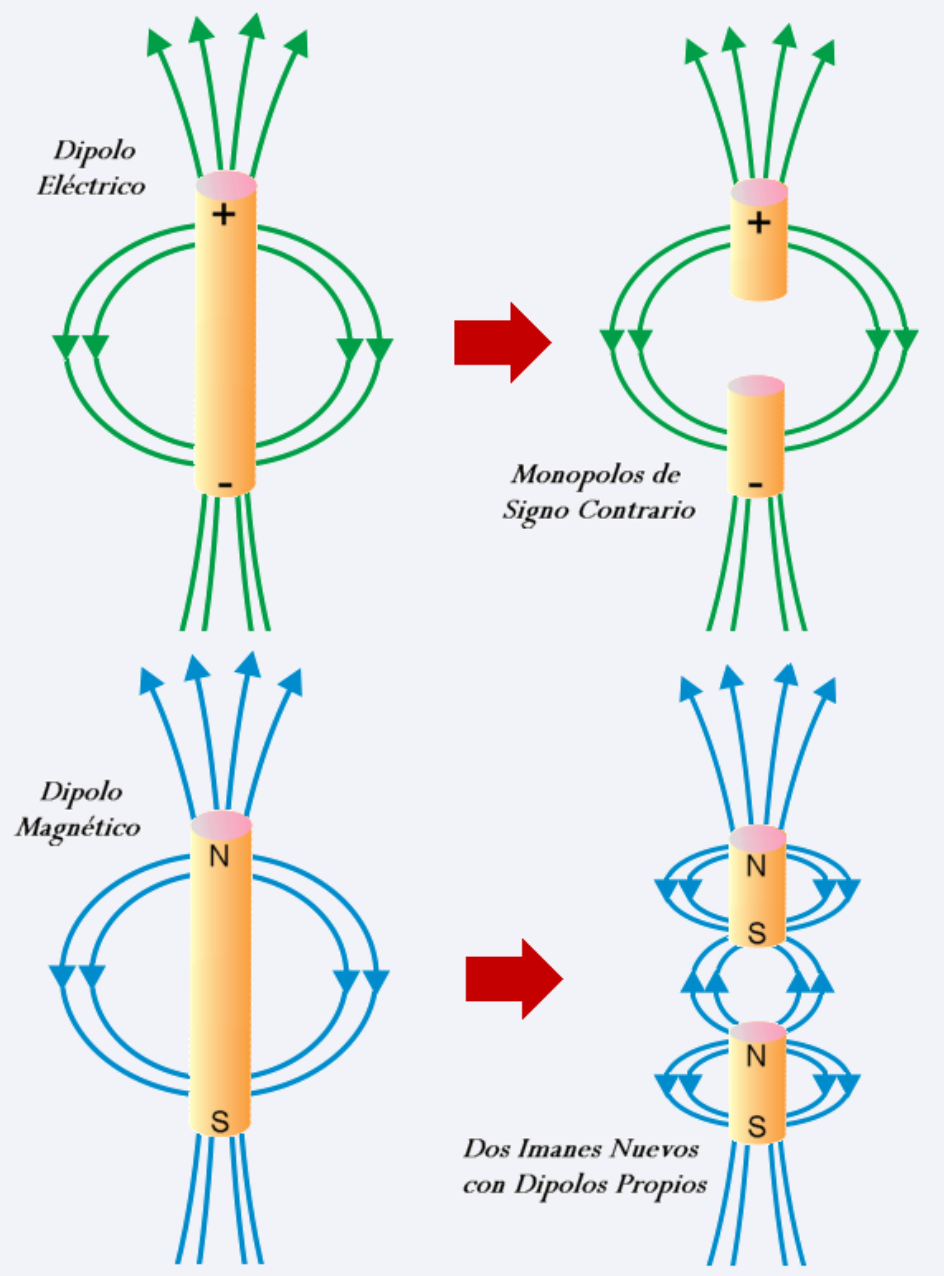


Figura 2.10 El dipolo eléctrico puede separarse en mono-polos de signo contrario, en el caso del dipolo magnético, se consiguen dos nuevos imanes.

Este hecho va a hacer que en cualquier situación "entren y salgan" líneas de campo magnético de algún volumen que queramos imaginar y que, por tanto, el flujo del campo magnético sea nulo siempre. Pero, aunque no hay un teorema similar al de Gauss (campo eléctrico) para el campo magnético, se puede demostrar que, la circulación del campo magnético, es decir: $\int \vec{B} \cdot d\vec{l}$, a través de una trayectoria cerrada cualquiera, va a ser igual a μ_0 por la intensidad de la corriente que atraviesa el plano encerrado por dicha superficie[9]. Esta relación, expresada matemáticamente se convierte en:

$$\oint \vec{B} \cdot d\vec{l} = \mu_0 \cdot i \qquad (2.11)$$

La expresión *(2.11)* es conocida como Ley de Ampère llamada así en honor de quién, en 1825, planteó los fundamentos teóricos del electromagnetismo, e implica la descripción básica de la relación existente entre la electricidad y el magnetismo, desarrollada a través de afirmaciones cuantitativas sobre la relación de un campo magnético con la corriente eléctrica o las variaciones de los campos eléctricos que lo producen.

2.3.2.3 CAMPO MAGNÉTICO DEBIDO A UNA CORRIENTE EN UN SOLENOIDE.

Un solenoide es un alambre, en forma de hélice, enrollado estrechamente *(Figura 2.11)*. Se usa para producir un campo magnético intenso y uniforme en la zona rodeada por sus espiras. El campo magnético de un solenoide es el de una serie de n espiras idénticas situadas unas junto a las otras. En el espacio existente entre ellas, los campos de las espiras individuales poseen la misma dirección y sus magnitudes se suman, mientras que en regiones muy distantes del eje los campos tienden a cancelarse.

Si suponemos que el solenoide es muy largo y estrecho, entonces el campo es aproximadamente uniforme y paralelo al eje en el interior del solenoide, pero nulo fuera. En esta aproximación es aplicable la ecuación *(2.11)*. El lado izquierdo de la igualdad corresponde a la circulación del campo magnético a lo largo de un camino cerrado y en el lado derecho el término i se refiere a la intensidad que atraviesa dicho camino cerrado.

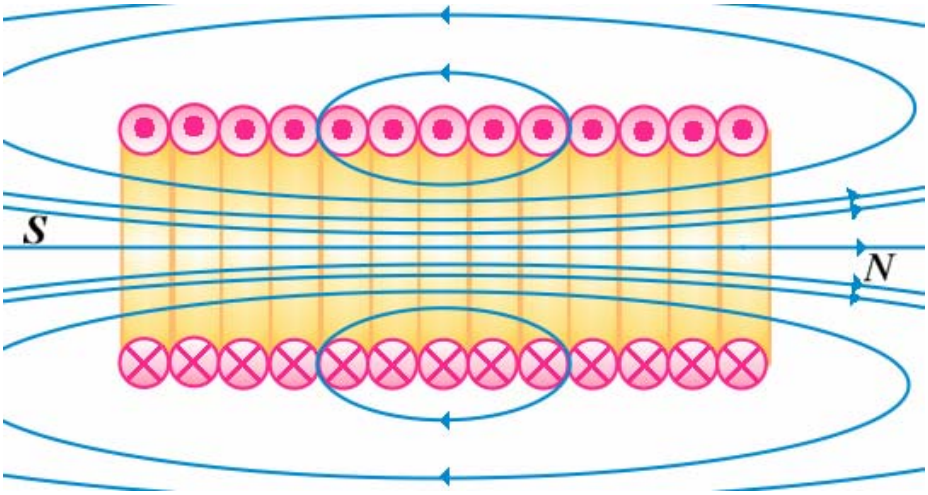
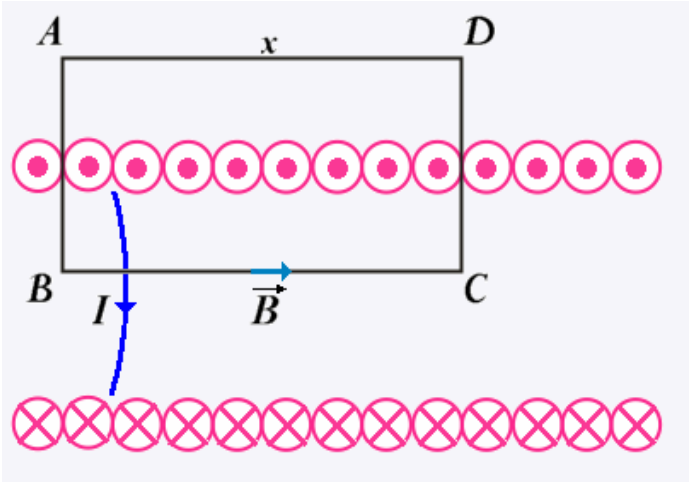
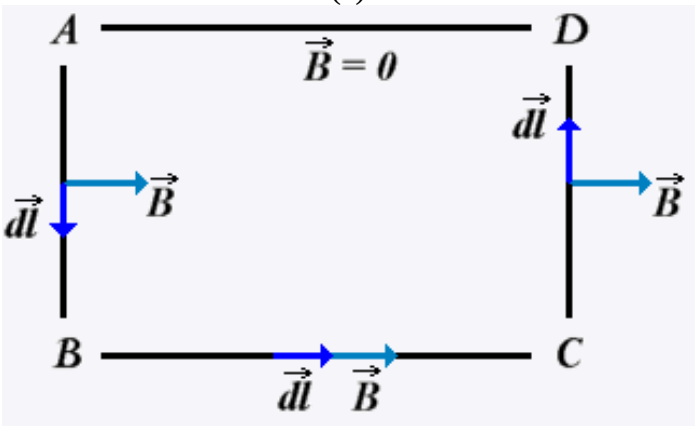


Figura 2.11 Campo Magnético generado por un solenoide.

Para determinar el campo magnético, aplicando la ley de Ampère, tomamos un camino cerrado ABCD que sea atravesado por corrientes *(Figura 2.12)* y se calcula la circulación.



(a)



(b)

Figura 2.12 Límite ABCD para determinar el campo magnético de un solenoide: (a) Limitación sobre el solenoide, (b) Sobre el límite se señalan los vectores que intervienen en el análisis.

La circulación es la suma de cuatro contribuciones, una por cada lado:

$$\oint \vec{B}\cdot\vec{dl} = \int_A^B \vec{B}\cdot\vec{dl} + \int_B^C \vec{B}\cdot\vec{dl} + \int_C^D \vec{B}\cdot\vec{dl} + \int_D^A \vec{B}\cdot\vec{dl}$$

De la *Figura 2.12b*, se desprende que:

- La contribución a la circulación del lado AB es cero ya que o $\vec{B}$ y $\vec{dl}$ son perpendiculares, o $\vec{B}$ es nulo en el exterior del solenoide.
- Lo mismo ocurre en el lado CD.
- En el lado DA la contribución es cero, ya que el campo en el exterior al solenoide es cero.
- En el lado BC, el campo es constante y paralelo al lado; entonces la contribución a la circulación es B_X, siendo x la longitud del lado.

La corriente que atraviesa el camino cerrado $ABCD$ se puede calcular de la siguiente manera:

Si hay N espiras en la longitud L del solenoide; entonces en la longitud x habrá N_X/L espiras por las que circula una intensidad i. Por tanto, la ley de Ampère se escribe para el solenoide:

$$B_X = \mu_0 \cdot \frac{N_X}{L} \cdot i \Rightarrow B = \mu_0 \cdot \frac{N}{L} \cdot i \qquad (2.12)$$

2.4 INDUCCIÓN MAGNÉTICA.

Al estudiar el fenómeno de la inducción electromagnética, encontramos la siguiente relación: un campo magnético en movimiento induce una corriente eléctrica en un conductor eléctrico situado dentro del campo. Así, también la variación de la intensidad del flujo del campo magnético induce una corriente eléctrica en un conductor situado dentro de la acción del mismo.

2.4.1 FLUJO MAGNÉTICO.

El flujo magnético a través de una superficie se define de manera similar a como se define al flujo eléctrico. Sea $\vec{dA}$ un elemento de área, entonces se define el flujo magnético ϕ_M, como:

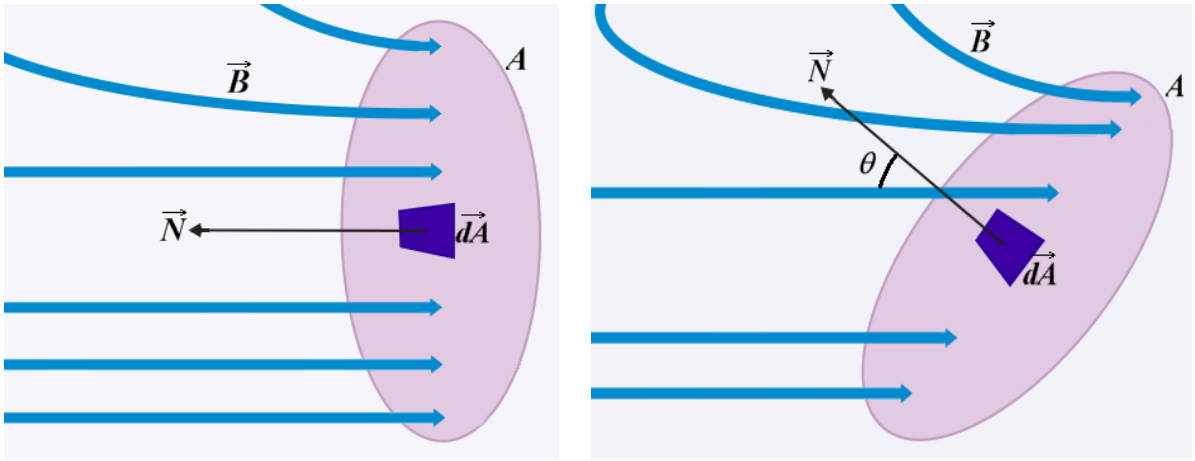
$$\phi_M = \int \vec{B}\cdot\vec{dA} \qquad (2.13)$$

Dada la superficie de área A y el campo $\vec{B}$ constante, en módulo y dirección, con un ángulo θ con la normal a la superficie *(Figura 2.13)*, el flujo es:

$$\phi_M = B \cdot A \cdot \cos\theta \qquad (2.14)$$

Siendo la unidad de flujo magnético el *weber*:

$$[Wb] = \left[\frac{N \cdot m}{A}\right]$$



(a) (b)

Figura 2.13 Flujo de campo magnético sobre un área circular A: (a) Ángulo θ = 0º, (b) ángulo $\theta \neq$ 0º.

Por lo tanto, si queremos saber el flujo que atraviesa una espira, multiplicamos el valor del campo magnético por la superficie de la espira y por el coseno del ángulo formado entre la normal a la espira y el vector $\vec{B}$. En el caso de un solenoide procederemos a multiplicar el flujo que atraviesa una espira por el número de espiras.

2.4.2 FUERZA ELECTROMOTRIZ INDUCIDA Y LEY DE FARADAY - HENRY.

Los experimentos de Faraday, Henry y otros, demostraron que si el flujo magnético a través de un circuito varía por cualquier medio, se induce una Fuerza Electromotriz (FEM) que es igual en magnitud a la variación por unidad de tiempo del flujo inducido en el circuito, apareciendo incluso cuando no existe corriente (circuito abierto). La FEM inducida mediante un flujo magnético variable puede considerarse distribuida a través del circuito. Los resultados concordantes de las experiencias de diversos físicos pueden resumirse en un enunciado que se conoce como ley de Faraday – Henry[3]:

"La fuerza electromotriz inducida en un circuito es proporcional a la rapidez con la que varía el flujo magnético que lo atraviesa".

O en forma matemática:

$$\varepsilon = -\frac{\Delta\phi}{\Delta t} \tag{2.15}$$

Siendo ε la fuerza electromotriz inducida y $\Delta\phi$ la variación de flujo magnético que se produce en el intervalo de tiempo Δt. De acuerdo con esta ecuación, la magnitud de la FEM inducida es proporcional al cambio de flujo magnético por unidad de tiempo.

Cuando la ley de Faraday se aplica a una bobina formada por N espiras iguales toma la forma:

$$\varepsilon = -N \cdot \frac{\Delta\phi}{\Delta t} \tag{2.16}$$

Las corrientes que se inducen en un circuito se producen en un sentido tal que con sus efectos magnéticos tienden a oponerse a la causa que las originó.

La forma de reconocer la existencia de una FEM en el circuito es a través de la corriente eléctrica que aparece en el mismo. Dicha corriente eléctrica, es decir el movimiento de cargas, aparece debido a la presencia de un campo eléctrico, no electrostático, que provoca una fuerza sobre dichas cargas.

La variación del flujo magnético sobre un circuito eléctrico, puede producirse de múltiples formas:

- Acercando o alejando un imán natural.
- Acercando o alejando un solenoide (recorrido por una corriente constante).
- Variando la corriente de un solenoide (lo que provoca sin necesidad de moverlo respecto al circuito, un aumento o disminución del campo magnético debido a la variación de I).
- Moviendo el circuito dentro de un campo magnético de tal forma que el flujo que lo atraviesa varíe.

2.4.3 LEY DE LENZ.

Esta ley permite determinar el sentido de la corriente inducida y, por lo tanto, de la fuerza electromotriz inducida, conociendo la forma en que varía el campo magnético.

"La corriente inducida tiene un sentido tal que tiende a oponerse a la causa que la produce".

Del estudio de algunos casos de aplicación de esta ley se entenderá claramente el significado del signo *menos* en la ley de Faraday.

a) Conductor en movimiento dentro de un campo magnético.

El circuito de la *Figura 2.14* consta de una barra conductora *(1-2)* que se desliza sobre dos conductores rectilíneos. El circuito queda cerrado a través de una resistencia señalada como R y tras la acción encendido-apagado de un interruptor.

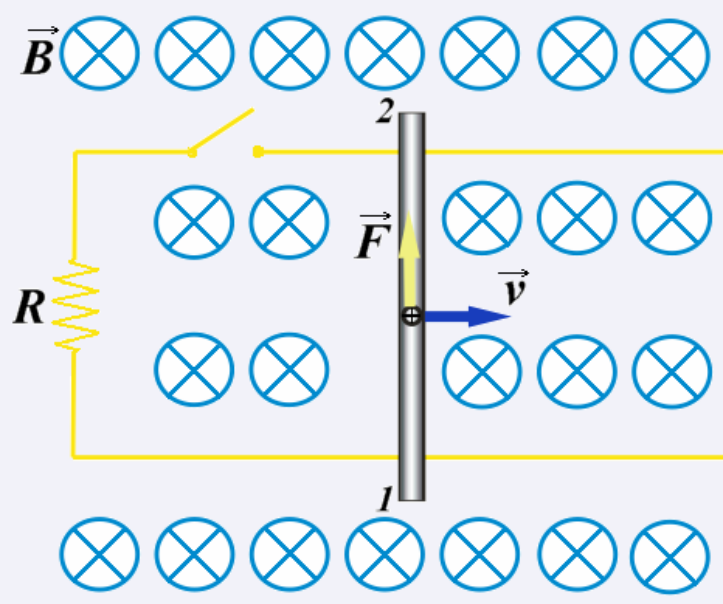


Figura 2.14 Conductor en movimiento.

Este circuito se encuentra inmerso en un campo magnético $\vec{B}$ el cual es perpendicular al plano definido por el circuito y dirigido hacia el interior de la hoja. Si ponemos en movimiento la varilla con una velocidad $\vec{v}$ como se indica, en las cargas que existen en la varilla se producirán fuerzas *(Ley de Lorentz)*.

Sobre las cargas positivas existentes en la barra, aparecerá una fuerza dirigida en la dirección de la barra y sentido hacia el punto *2*. En consecuencia, las cargas positivas se moverán hacia el punto *2* del conductor, quedando este sector cargado positivamente, mientras que el punto *1* quedará cargado negativamente. El punto *2* estará a un potencial más alto que el *1*, por lo tanto, cuando el interruptor está cerrado, por el circuito circulará una corriente eléctrica en sentido antihorario.

Al analizar lo sucedido, se observa que:

- Cuando la barra conductora *1-2* se mueve hacia la derecha, el flujo magnético que atraviesa el circuito va en aumento (se agregan más líneas de flujo).
- Ese aumento de flujo que se produce en cierto tiempo, de acuerdo a la Ley de Faraday, provoca la aparición de una corriente eléctrica en el circuito.
- Al observar el sentido de circulación de la corriente, se observa que el campo que genera esta corriente es también perpendicular al plano definido por el circuito, pero saliendo de la hoja.
- En consecuencia, el campo creado por la corriente inducida es opuesto al crecimiento del flujo (que es hacia el interior de la hoja) por lo cual se justifica el signo *(–) (menos)* en la expresión de la ley de Faraday y le da sentido a la ley de Lenz en cuanto a que la corriente inducida crea un campo que se opone al que la produce.

b) Imán moviéndose en la dirección del eje de una espira.

Cuando el polo norte de un imán se acerca a una espira *(Figura 2.15)*, la cantidad de líneas de fuerza que atraviesan la espira aumenta y en consecuencia se pueden aplicar la ley de Faraday y Lenz y tendremos que en la espira se produce una corriente inducida I tal que se opone a la causa que la genera. Por lo tanto aparecerá una corriente inducida en la espira en sentido antihorario que provoca un campo magnético, el cual se opone al aumento de campo producido por el polo norte acercándose.

Si en lugar de acercarse el polo norte del imán a la espira, se alejara, el flujo que atraviesa la espira va disminuyendo y en consecuencia en la espira se producirá una corriente de sentido contrario al de la figura.

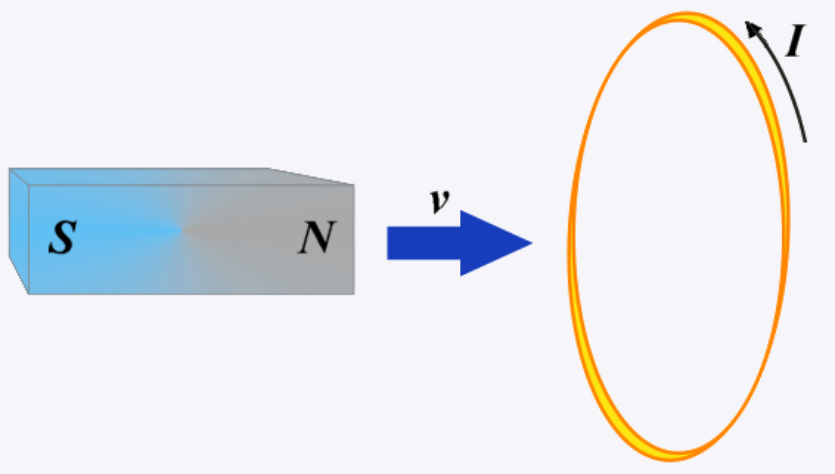


Figura 2.15 Imán que afecta a una espira circular.

El mismo efecto que produce un imán acercándose a una espira se puede lograr con un solenoide al cual se le aumenta la intensidad de corriente que lo recorre. En ese caso, al aumentar la corriente sin mover los elementos, se produce un aumento del flujo magnético y en consecuencia en una espira dará lugar a la aparición de una corriente inducida.

c) Imán moviéndose en el centro de un solenoide.

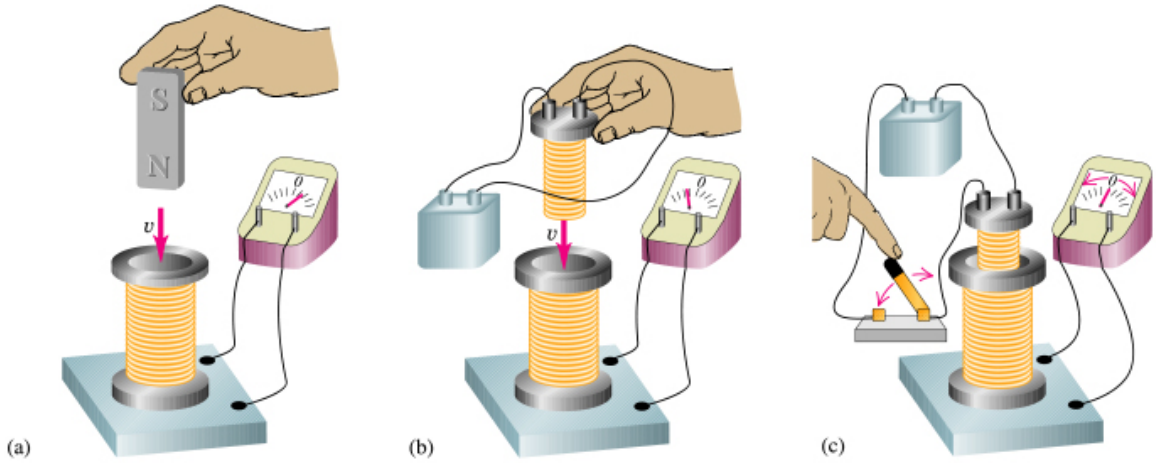


Figura 2.16 (a) Imán que afecta a un solenoide. (b) Electroimán en lugar de imán. (c) Electroimán variable debido a un interruptor.

Debido a que un solenoide es un conjunto de N espiras, se cumple que, al acercar un imán a su centro *(Figura 2.16a)*, se genera una corriente inducida que no es más que la suma de todas las corrientes inducidas en cada espira del solenoide. El imán puede ser sustituido por un electroimán

(Figura 2.16b), el cual genera un comportamiento similar a que si se acercara el imán con su polo sur. Si se coloca un interruptor y éste conmuta constantemente, la corriente que se induce en el solenoide, varía de positiva a negativa *(Figura 2.16c).*

2.5 MAGNETISMO EN LA MATERIA.[10]

Como ya se mencionó anteriormente, los campos magnéticos son continuos y forman lazos cerrados. La ley de Gauss del magnetismo establece que el flujo magnético a través de cualquier superficie cerrada siempre es cero:

$$\Phi = \oint \vec{B} \cdot dA = 0 \qquad (2.17)$$

En el dipolo eléctrico tenemos dos objetos que, si se les separa por una distancia suficientemente grande, pudieran considerarse como cargas puntuales de polaridades opuestas, cada una de las cuales produciría un campo característico de una carga puntual. Sin embargo, en el caso magnético no obtenemos polos norte y sur aislados, sino un par de imanes, cada uno de ellos con sus propios polos norte y sur *(Figura 2.10)*.

Este efecto ocurre microscópicamente, hasta el nivel de cada átomo. Un átomo se comporta como un dipolo magnético que tiene un polo norte y un polo sur, y el dipolo, y no el polo aislado, parece ser la unidad fundamental más pequeña de la estructura magnética.

2.5.1 MAGNETIZACIÓN.

El estado magnético de una sustancia se describe por medio de una cantidad denominada vector de magnetización, $\vec{M}$. La magnitud del vector de magnetización es igual al momento magnético por unidad de volumen de la sustancia. El campo magnético total en una sustancia depende tanto del campo (externo) aplicado como de la magnetización de la sustancia.

Considere una región donde existe un campo magnético $\vec{B}_0$ producido por un conductor por el que circula corriente. Si llenamos esa región con sustancia magnética, el campo magnético total B en esa región es $\vec{B} = \vec{B}_0 + \vec{B}_m$ donde $\vec{B}_m$ es el campo producido por la sustancia magnética. Esta contribución puede expresarse en términos del vector de magnetización como $\vec{B}_m = \mu_0 \cdot \vec{M}$, por tanto, el campo magnético total en la región se convierte en:

$$\vec{B} = \vec{B}_0 + \mu_0 \cdot \vec{M} \tag{2.18}$$

Introduciendo una cantidad de campo $\vec{H}$, llamada la *intensidad de campo magnético*. Esta cantidad vectorial se define por medio de la relación $\vec{H} = (\vec{B} / \mu_0) - \vec{M}$, ó:

$$\vec{B} = \mu_0 (\vec{H} + \vec{M}) \tag{2.19}$$

En unidades del Sistema Internacional, las dimensiones tanto de $\vec{H}$ como de $\vec{M}$ son amperes por metro $[A \cdot m]$.

2.5.2 MATERIALES MAGNÉTICOS.

Uno de los criterios de clasificación para los materiales magnéticos — que los separa en diamagnéticos, paramagnéticos y ferromagnéticos — se basa en la reacción del material ante un campo magnético. Esta clasificación depende, en parte, de los momentos dipolares magnéticos de los átomos del material y en parte de las interacciones entre los átomos. Los átomos tienen momentos dipolares magnéticos debido al movimiento de rotación de su núcleo, al movimiento de los electrones y debido al momento dipolar magnético intrínseco asociado al espín de los electrones.

Otro criterio para clasificar los materiales magnéticos es conforme a sus permeabilidades comparadas con la del espacio vacío. La razón de la permeabilidad de un material con la correspondiente para el vacío se llama permeabilidad relativa y está expresada por:

$$\mu_r = \frac{\mu}{\mu_0}$$

Siendo μ la permeabilidad del medio a través del cual pasan las líneas de flujo.

2.5.2.1 PARAMAGNETISMO.

Ocurre en materiales cuyos átomos tienen momentos dipolares magnéticos permanentes; no hay diferencia si estos momentos dipolares son del tipo orbital o del tipo de espín, son materiales que presentan una permeabilidad ligeramente mayor que la del vacío.

Nace del alineamiento parcial de los momentos magnéticos moleculares *(MM)* en presencia de un campo magnético externo. Los *MM* están normalmente orientados al azar y en presencia de un campo magnético externo se alinean parcialmente en la dirección del campo, produciéndose un aumento total del campo. A temperaturas ordinarias y con campos externos normales, sólo una fracción muy pequeña de dipolos se orienta con el campo, por consiguiente el aumento del campo es muy pequeño.

2.5.2.2 FERROMAGNETISMO.

El ferromagnetismo, al igual que el paramagnetismo, se presenta en materiales en los que los átomos tienen momentos dipolares magnéticos permanentes. Lo que distingue a los materiales ferromagnéticos de los paramagnéticos es que, en los ferromagnéticos, existe una fuerte interacción entre los momentos dipolares atómicos vecinos que los mantiene alineados, incluso cuando se suprime el campo magnético externo, estos materiales presentan permeabilidades extremadamente altas, comprendidas desde pocos cientos a miles de veces la del vacío y son fuertemente atraídos por un imán.

El que esto ocurra o no depende de la intensidad de los dipolos atómicos y también, puesto que el campo del dipolo cambia con la distancia, de la separación entre los átomos del material. Ciertos átomos podrían ser ferromagnéticos en una clase de material pero no en otra, porque su espaciamiento es diferente.

Podemos disminuir la efectividad del acoplamiento entre átomos vecinos que causa el ferromagnetismo aumentando la temperatura de una sustancia. A la temperatura a la cual un material ferromagnético se vuelve paramagnético se le denomina temperatura Curie. La temperatura Curie del hierro, por ejemplo, es de *770°C*; arriba de esta temperatura, el hierro es paramagnético. La temperatura Curie del metal gadolinio es de *16°C*; es decir, a la temperatura ambiente, el gadolinio es paramagnético, mientras que a temperaturas por debajo de los *16°C*, el gadolinio se vuelve ferromagnético.

2.5.2.3 DIAMAGNETISMO.

Materiales con una permeabilidad relativa ligeramente menor que la unidad tienen la propiedad de poder ser repelidos débilmente por un imán poderoso. En 1847, Michael Faraday descubrió que una muestra de bismuto era repelida por un imán potente. A tales sustancias las llamó diamagnéticas. (Por el contrario, las sustancias paramagnéticas son atraídas siempre por un imán). El diamagnetismo se presenta en todos los materiales; sin embargo, generalmente es un efecto mucho más débil que el paramagnetismo y, por lo tanto, puede observarse más fácilmente sólo en materiales que no sean paramagnéticos. Tales materiales podrían ser aquellos que tienen momentos dipolares magnéticos atómicos de valor cero, originándose quizás de átomos que tienen varios electrones con sus momentos magnéticos orbitales y de espín que al sumarse vectorialmente dan un valor de cero, y al verse afectados por un campo magnético, sus momentos magnéticos producen una fuerza opuesta a la dirección del campo magnético en acción.

El diamagnetismo es análogo al efecto de los campos eléctricos inducidos en la electrostática. Un trozo de material no cargado, como el papel, es atraído hacia una barra cargada de cualquier polaridad. Las moléculas del papel no tienen momentos dipolares eléctricos permanentes pero adquieren momentos dipolares inducidos por la acción del campo eléctrico, y estos momentos inducidos pueden entonces ser atraídos por el campo.

En los materiales diamagnéticos, los átomos que no tienen momentos dipolares magnéticos permanentes adquieren momentos dipolares inducidos cuando están situados dentro de un campo magnético externo. La tabla 2.1 muestra algunos materiales diamagnéticos, paramagnéticos y ferromagnéticos.

Sustancias		
Diamagnéticas	**Paramagnéticas**	**Ferromagnéticas**
Cu	*Pt*	*Fe muy duro*
Hg	*Al*	*Fe fundido*
H_2O	*Aire*	
H_2		

Tabla 2.1 Clasificación de algunas sustancias magnéticas.

2.5.3 EFECTO HALL PARA CONDUCTORES, SEMICONDUCTORES, AISLANTES Y DIELÉCTRICOS.

El efecto Hall fue descubierto por el físico estadounidense E. T. Hall en 1879. Si se coloca un conductor en un campo magnético perpendicular a la dirección del flujo de la corriente eléctrica dentro del conductor, se genera en su interior un campo eléctrico como consecuencia de la desviación de las trayectorias de las partículas cargadas producida por el campo magnético. Cuando la carga eléctrica acumulada en la dirección mutuamente perpendicular a la corriente y al campo magnético llega a un cierto valor, el campo eléctrico inducido, llamado *voltaje Hall,* cancela el efecto del campo magnético y los portadores de carga quedan sujetos a una fuerza neta nula que ocasiona el cese del flujo.

La Figura 2.17 muestra las direcciones del campo magnético $\vec{B}$, la densidad de corriente $\vec{J}$, la fuerza de Lorentz $\vec{F}$, la velocidad de las cargas $\vec{v}$ (según sean estas positivas o negativas) y los signos de las cargas concentradas en las caras opuestas superior e inferior. La Figura 2.17a es válida para metales y semiconductores tipo n; sin embargo, para semiconductores tipo p, los signos de las cargas que se concentran en las superficies son opuestos *(Figura 2.17b)*.

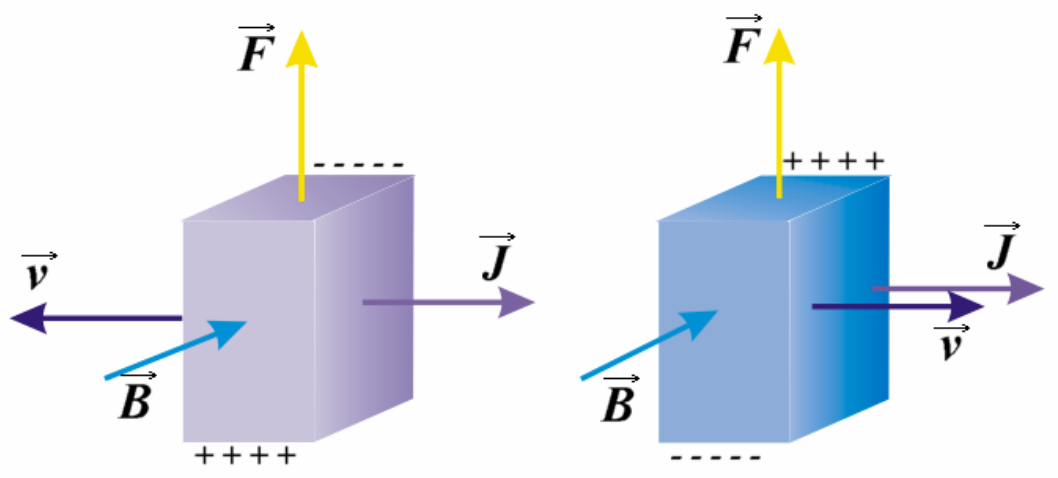


Figura 2.17. Efecto Hall: (a) Metales y semiconductores tipo n; (b) Metales y semiconductores tipo p.

2.6 EFECTOS DE LOS CAMPOS MAGNÉTICOS EN ORGANISMOS VIVOS [11].

Los organismos vivos que se desarrollan en el campo magnético de la Tierra se han adaptado al mismo y, en ocasiones, lo han aprovechado para su beneficio. Sin embargo, estos organismos también son afectados significativamente por la aplicación de campos magnéticos producidos por electroimanes artificiales capaces de generar campos magnéticos de más de 10^4 G (1 T). La

respuesta real de los organismos vivos depende de la fuerza del campo magnético y de las características de dichos organismos.

2.6.1 CLASIFICACIÓN DE LOS EFECTOS DE LOS CAMPOS MAGNÉTICOS EN LOS ORGANISMOS VIVOS.

Aunque se han aplicado campos magnéticos a los organismos vivos desde tiempos inmemorables, la investigación en este campo aún está en desarrollo. La lentitud en cuanto a adelantos dentro de este campo de estudio se debe a la dificultad de establecer lo que causa la influencia de un campo magnético en los organismos vivos. Desde un punto de vista físico es posible determinar estos efectos. Pueden distinguirse tres tipos, a saber:

(1) Efectos de los campos magnéticos sobre el espín de un electrón desapareado. Esto sucede en los radicales libres y en moléculas que contienen cationes de elementos del grupo de transición de la tabla periódica. Estos cationes están en los centros activos de las moléculas de la enzima y en la mioglobina y hemoglobina. Los cambios en las funciones realizadas terminan en las moléculas mencionadas y no sólo tienen lugar cuando la molécula entera se reorienta sino también cuando la dirección del espín se invierte.

(2) Efectos de los campos magnéticos en las sustancias diamagnéticas, incluyendo los cristales líquidos biológicos. Muchas de estas substancias están presentes en los organismos vivos; aunque son útiles los resultados de pruebas hechas sobre derivados de laboratorio de los cristales líquidos, los cambios más significativos se presentan en los cristales del organismo vivo. Estos cambios van hasta la estructura genética del organismo.

(3) Efectos de los campos magnéticos sobre cargas en movimiento. Esto ocurre principalmente en el sistema nervioso. La identificación del patrón generado por estos efectos también abre la posibilidad de que el hombre pueda controlar los procesos en los organismos vivos. Las dificultades encontradas en la actualidad y probablemente en las pruebas que se realizarán a futuro son debidas a la acción no-selectiva de un campo magnético. Es decir, un campo magnético actúa en todas las moléculas, incluyendo aquellas en que no se pensaba afectar.

2.6.1.1 EFECTOS DE LOS CAMPOS MAGNÉTICOS SOBRE EL ESPÍN DE UN ELECTRÓN DESAPAREADO.

Un radical libre es un átomo o molécula que posee uno o más electrones no apareados girando en sus órbitas externas *(Figura 2.18)*. Esta condición, químicamente muy inestable, lo vuelve muy activo puesto que el electrón impar busca otro electrón para salir del desequilibrio atómico. Los radicales libres son moléculas inestables que perdieron un electrón y son muy reactivas. Su misión es la de remover el electrón que les hace falta de las moléculas que están a su alrededor para obtener su estabilidad [12].

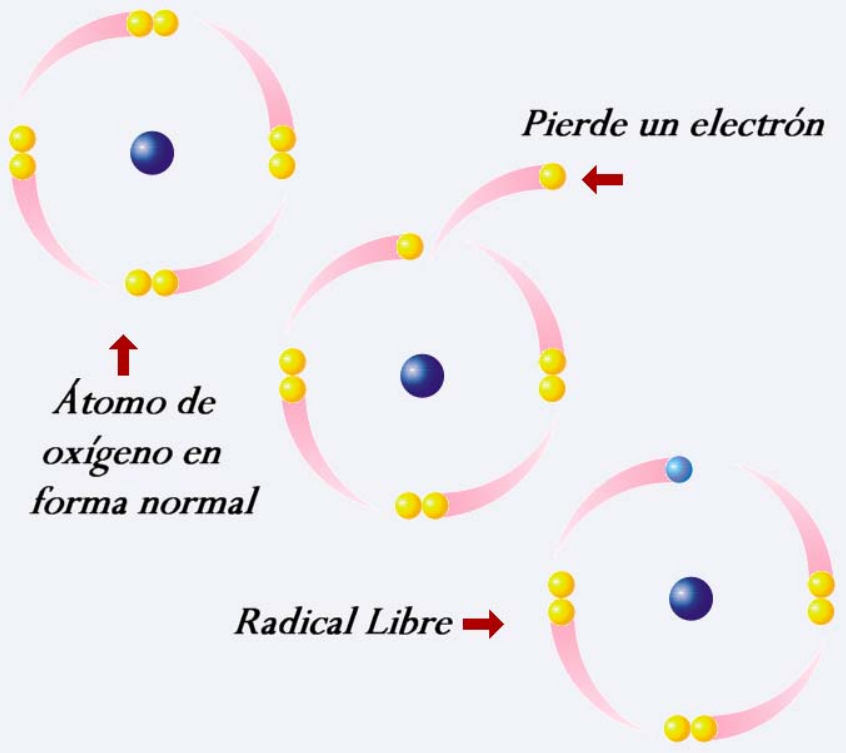


Figura 2.18. Cuando un átomo pierde un electrón, se convierte en radical libre.

Existen dos tipos de radicales libres: con uno y dos electrones desapareados. En las moléculas compuestas, los espines quedan en los centros activos. En algunas moléculas, el espín descompensado se une a un solo átomo y en otras se une a un grupo atómico, o a una molécula entera.

Los radicales libres aparecen en las substancias paramagnéticas. Se desarrollan continuamente en los organismos vivos y continuamente intervienen reacciones, hasta que se producen los

compuestos finales. Su propiedad básica es la reactividad química alta y como resultado una vida relativamente corta en el estado libre.

Un organismo vivo requiere de la concentración de radicales libres en un nivel constante como requisito para garantizar los procesos biológicos normales. Desde el punto de vista magnético, son de interés a causa de los espines descompensados. En este caso, la reactividad asociada es alta por las propiedades paramagnéticas de los radicales. La presencia de enzimas en estas reacciones no es necesaria.

Algunas reacciones orgánicas, que suponen transferencia electrónica mediante radicales con un electrón libre, pueden ser sensibles a la presencia de un campo magnético al interferir éste en el momento del espín del electrón. Es el caso de reacciones con enzimas. Algunos autores han podido mostrar, por experimentación, cambios en la actividad enzimática en presencia de campos magnéticos [13]. Aunque este tipo de efecto necesita un valor relativamente pequeño de $\vec{B}$ para producirse, el tiempo de duración biológico de estos radicales es tan corto (picosegundos) que la interferencia es realmente pequeña.

Existen tres efectos de los campos magnéticos que intervienen en el desarrollo de radicales libres:

1. Absorción de energía externa por la molécula paterna.
2. Inducción de una reacción que descompone la molécula paterna por alguna otra molécula de menor nivel de complejidad, como por ejemplo, por un radical.
3. Inducción de una reacción de traslado de electrón.

2.6.1.2 INFLUENCIA DEL CAMPO MAGNÉTICO EN LAS PROPIEDADES DE CRISTALES LÍQUIDOS BIOLÓGICOS.

Tradicionalmente, sabemos que la materia posee tres tipos de estado físico: sólido, líquido y gas. Sin embargo, existen algunos estados de la materia que no cumplen con los requerimientos necesarios de alguna de esas tres categorías. Por ejemplo, sustancias como la mayonesa se encuentran en algún punto entre un sólido y un líquido.

Los cristales líquidos no son ni líquidos ni sólidos. Desde el punto de vista de sus propiedades físicas, se observa que, si bien fluyen como líquidos, poseen algunas propiedades de los sólidos cristalinos. Los cristales líquidos pueden considerarse como cristales que han perdido alguno o todo su orden respecto de las posiciones de las moléculas en el seno de la sustancia *(Figura 2.19)*.

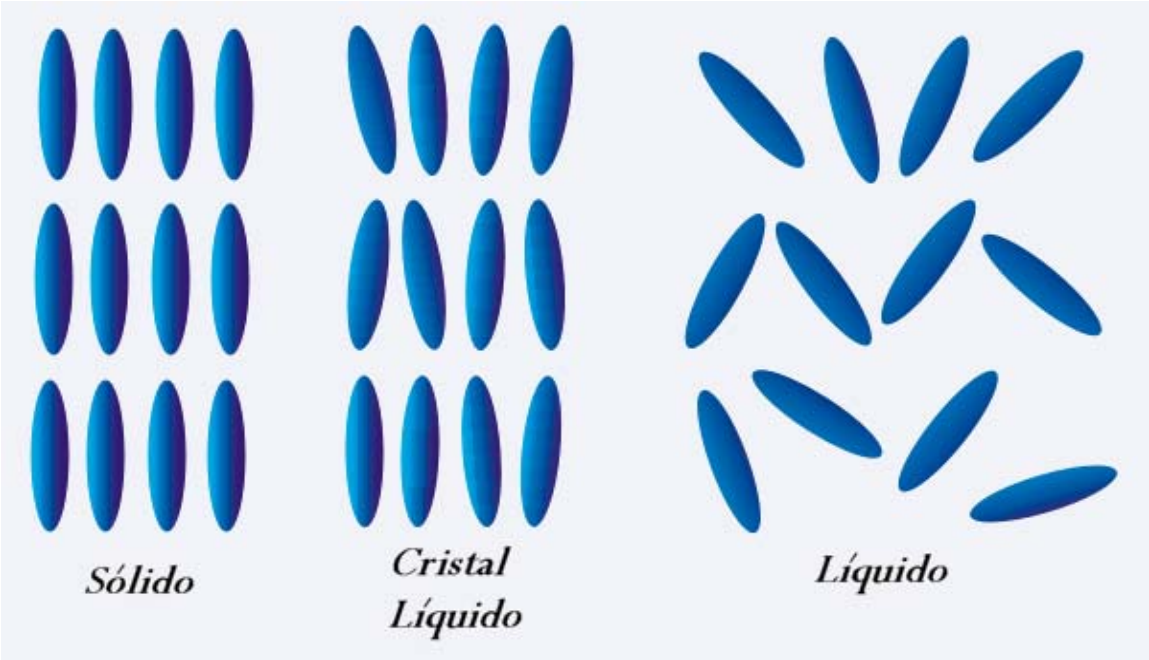


Figura 2.19. Orden de las moléculas de acuerdo a su estado físico.

Las membranas biológicas y las membranas de las células son una forma de cristal líquido. Sus moléculas dispuestas en forma de barra (por ejemplo, los fosfolípidos o las lecitinas) son organizadas perpendicularmente a la superficie de la membrana. A su vez, la membrana es líquida y elástica. Las moléculas del componente pueden fluir fácilmente, pero tienden a no salir de la membrana, y pueden desplazarse de un lado a otro de la membrana con alguna dificultad. Estas fases del cristal líquido en la membrana pueden recibir e introducir las proteínas importantes como si fuesen libremente receptores "flotantes", o por fuera de la membrana. Muchas otras estructuras biológicas exhiben la conducta de cristal líquido. Por ejemplo la solución concentrada de la proteína que es arrojada por una araña para generar seda es, de hecho, una fase del cristal líquido. El orden preciso de las moléculas en la seda es crítico para darle su conocida fuerza. El ADN y muchos polipéptidos conforman fases de cristal líquido.

Una molécula típica de cristal líquido es grande, alargada y existen tres grupos para su clasificación: *los esmécticos, los nemáticos y los colestéricos.*

Los cristales líquidos esmécticos *(Figura 2.20)* son los que más se parecen a los cristales sólidos. En los esmécticos, las moléculas se alinean como soldados que desfilan y forman capas. Dentro de las capas, las moléculas pueden estar alineadas perpendicularmente al plano de la capa o ligeramente inclinadas. El arreglo de las moléculas en un cristal líquido esméctico es ordenado en dos dimensiones. Las moléculas se pueden mover respecto de una capa, de lado a lado o del frente hacia atrás y pueden girar. Las capas se mueven unas respecto de las otras. Las moléculas no pueden pasar de una capa a otra, ni pueden rotar.

Los cristales líquidos nemáticos *(Figura 2.21)* son moléculas polarizables con forma de bastón. En ellos, las moléculas están paralelas pero no forman capas. Pueden girar, pero no tiene rotación. La disposición de las moléculas sólo es ordenada en una dirección. Las moléculas se pueden mover en las tres direcciones. Esta clase de cristales son los que más se asemejan a los líquidos. Podría hacerse una analogía con una gran cantidad de palillos puesta en una caja rectangular y sometida a agitación. Al abrir la caja, todos los palillos estarán orientados en la misma dirección pero no mostrarán una organización especial definida. Podrán moverse libremente, pero lo más probable es que estén alineados en la misma dirección. Este es un modelo muy simple del tipo de cristales líquidos llamados nemáticos.

La tercera clase de cristales líquidos posee una estructura molecular característica de muchos compuestos que contienen colesterol y por esta razón se le llama colestérica. Como en los esmécticos, las moléculas de colestérico también pueden acomodarse en capas superpuestas, pero con una diferencia crucial: los ejes moleculares se orientan en una dirección paralela al plano mismo de las capas. Más aún, esta dirección cambia ligeramente de capa a capa debido a la peculiar estructura molecular de los colestéricos, y en consecuencia el eje de orientación, al pasar de un plano a otro, describe una trayectoria en forma de hélice, como se indica en la Figura 2.22.



Figura 2.20. Cristal líquido esméctico con orden de orientación de los ejes moleculares y orden en la posición de sus centros de masa.

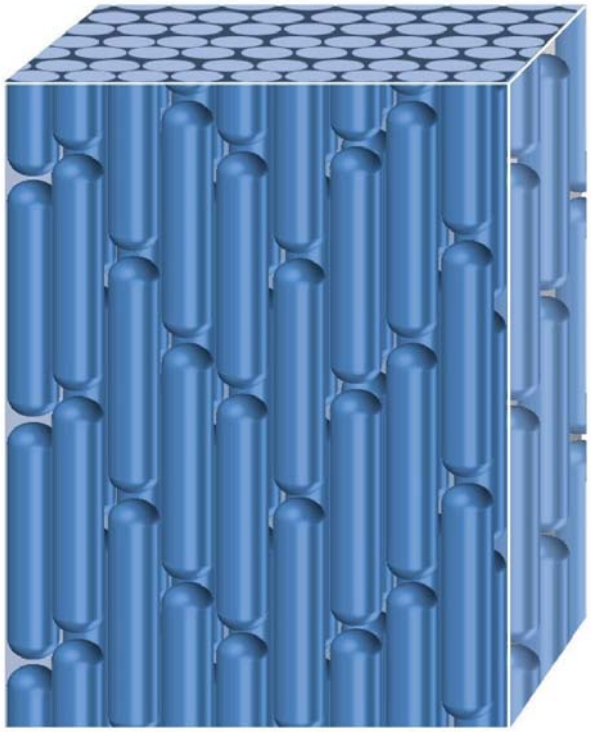


Figura 2.21. La fase nemática exhibe orden de orientación, pero desorden en la posición de los centros de masa moleculares.

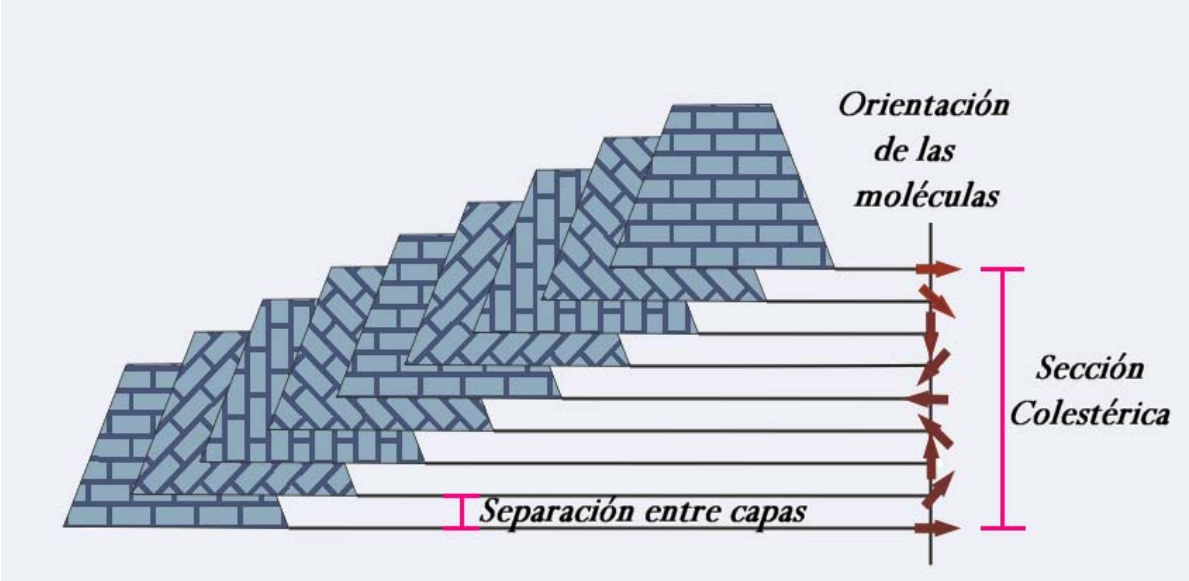


Figura 2.22. La dirección de orientación molecular en cada plano de colestérico describe una trayectoria helicoidal.

Un campo magnético puede forzar la transición de fase entre colestérico y nemático. Si la fuerza del campo magnético se aplica en un ángulo recto al eje helicoidal de un cristal colestérico, su estructura atornillada empezará a destornillarse hasta que pase, debido a un campo conveniente, a una estructura nemática. Se consideran los efectos del campo magnético cuando su fuerza es capaz de inducir las transiciones de la fase. El valor crítico del campo que induce la transición de la fase colestérica a la fase nemática depende del espesor del cristal líquido y es inversamente proporcional al mismo. Aquí, la transición de la fase es el efecto extremo de la acción del campo magnético. Durante el suceso transición-inducción del campo, se puede observar la deformación que cambia la estructura del cristal líquido significativamente. Esta deformación es conocida como deformación de Freedricks.

2.6.1.3 INFLUENCIA DEL CAMPO MAGNÉTICO EN LAS MOLÉCULAS DIAMAGNÉTICAS Y PARAMAGNÉTICAS.

Las moléculas en los organismos vivos pueden ser diamagnéticas o paramagnéticas. Para distinguirlas se parte de que difieren en que unas son rechazadas por el campo magnético y otras atraídas por el mismo. Esto es debido al hecho que las moléculas diamagnéticas no tienen ningún electrón de espín descompensado y las moléculas paramagnéticas tienen uno. Son relativamente pocos los componentes paramagnéticos en los organismos vivos, pero éstos juegan un papel crucial en los procesos metabólicos. Las moléculas biológicas, en su mayoría, son diamagnéticas. El efecto diamagnético consiste en la inducción de corrientes eléctricas por un campo magnético en los

orbitales de las moléculas en los estados S_0 ó Σ_0. Los electrones que giran alrededor del campo magnético inducen otro campo en su propia orientación (la de los electrones) o bien en dirección opuesta al campo magnético externo. El estado magnético inicial es el neutro, donde las moléculas dejan o hacen sus funciones sin la acción de un campo magnético. Este fenómeno es conocido como diamagnetismo de presesión y es común para todas las moléculas, tanto para aquellas con espín compensado como aquellas con espín descompensado.

El campo magnético inducido por el movimiento de electrones en las substancias diamagnéticas es relativamente pequeño comparado al campo eficaz generado por los espines descompensados. Por esta razón, el efecto diamagnético es imperceptible en las moléculas con espines descompensados, o bien, en las sustancias paramagnéticas o ferromagnéticas. Un parámetro comúnmente usado para describir a las sustancias diamagnéticas es la susceptibilidad, que se define como la proporción de inducción M, generada por el movimiento del electrón, a la fuerza del campo magnético externo H.

$$x = \frac{M}{H} \tag{2.20}$$

Cuando M y H tienen orientaciones opuestas, la susceptibilidad x de las sustancias diamagnéticas es negativa. Su valor absoluto para las moléculas biológicas es del orden de 10^{-7} cgs ($4\pi \cdot 10^{-14}$ H/m). Obviamente, la susceptibilidad en moléculas de diferente estructura es desigual. El efecto diamagnético descrito sólo aplica a las moléculas de simetría esférica. Si a los iones o a las moléculas les falta dicha simetría, una susceptibilidad adicional aparece pero con signo positivo. Esta susceptibilidad es conocida como la susceptibilidad de van Vleck y tiene un valor bajo, independiente de la temperatura. Se manifiesta en particular en los compuestos paramagnéticos a temperaturas muy altas, cuando el valor energético del campo magnético se aproxima a la energía térmica. A una gran variación de asimetría en una molécula biológica, el valor de la susceptibilidad de van Vleck será mayor. Si la susceptibilidad diamagnética se denota por x_p y la susceptibilidad de van Vleck por x_v, entonces:

$$x = x_p + x_v \tag{2.21}$$

donde:

$$x_p < 0 \quad \text{y} \quad x_v > 0.$$

En los organismos vivos existen moléculas en donde $|x_v| > |x_p|$, sin embargo, fuera del mismo organismo no es posible controlarlas.

2.6.1.4 CORRIENTES ELÉCTRICAS EN LOS ORGANISMOS VIVOS.

La información que reciben los organismos vivos del ambiente (comúnmente llamados estímulos), su procesamiento, la forma de la respuesta a los mismos, ya sea movimiento ó color en la cara, son resultado de procesos eléctricos. Los sistemas de control internos que rigen la secreción de hormonas, el metabolismo, la anchura de los vasos sanguíneos y demás, son también resultado de la operación de sistemas eléctricos. Estos generalmente son las terminales del sistema endocrino. Los sistemas nerviosos en un organismo vivo forman parte de éstos sistemas eléctricos. Sus unidades funcionales básicas son las neuronas *(Figura 2.23)*.

Las neuronas animales van de 1 [μm] a 100 [μm] de diámetro y pueden tener varios metros de longitud en las especies grandes. Las neuronas se conectan por dentritas que forman los nervios del axón y ganglios de los cuerpos celulares. Las neuronas se comunican entre si mediante sinapsis, de manera análoga a la soldadura en los circuitos eléctricos. Sólo se polarizan, en la mayoría de los casos, en una dirección, así como se transportan los pulsos eléctricos. La neurona consiste en una membrana tubular y de citoplasma o axioplasma. Cuando ningún pulso se transmite, es decir, cuando la neurona esta en reposo, el interior del axón tiene un potencial opuesto al de su cara exterior. La diferencia de potencial es aproximadamente de 90 [mV] y es resultado de la acumulación de cationes y aniones en ambos lados de la membrana. Este potencial disminuye abruptamente cuando la fibra nerviosa es excitada, debido a la permeabilidad efímera de la membrana. El pulso se transmite eficazmente a lo largo de la neurona y el valor del campo eléctrico máximo es entonces E = 8 [V/cm]. La rapidez de flujo de pulso en los vertebrados está en el límite de 0.7 [m/s] a 160 [m/s]. Cuando la excitación cesa, la permeabilidad de las membranas desaparece, los pulsos fluyen y el sistema nervioso regresa a su estado de reposo. Note, sin embargo, que mientras la célula está en reposo, va a existir continuamente una tensión (diferencia de potencial), y se encuentra preparada para responder cuando se requiera. El sistema nervioso opera por el "estado permeable", "el estado no permeable" ó el estado cero. Ésta álgebra se basa en el sistema binario "0-1" utilizado en las computadoras digitales.

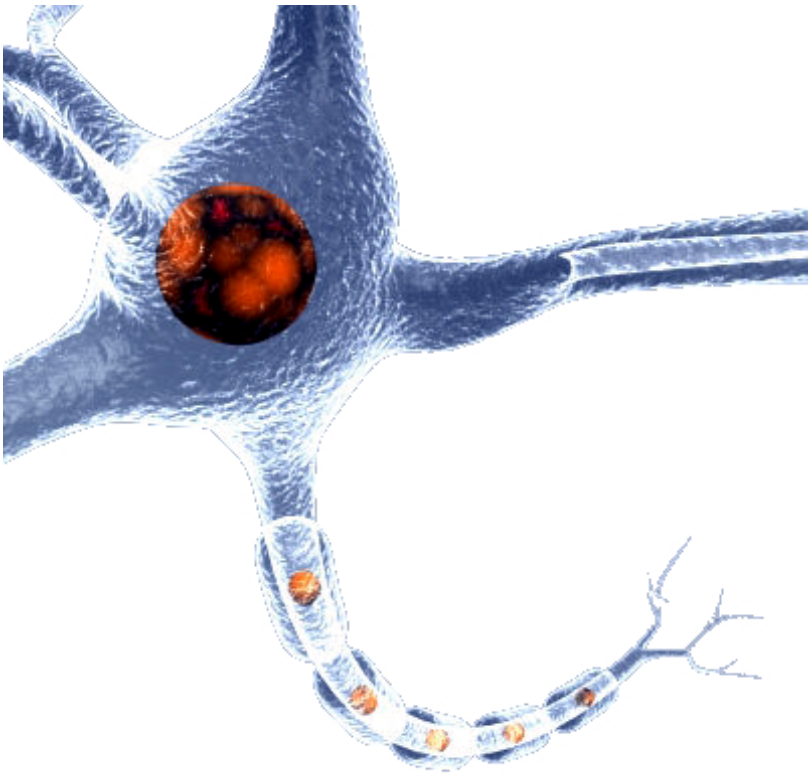


Figura 2.23. Una neurona, que es la unidad básica en el sistema nervioso.

El sistema nervioso en los vertebrados se clasifica como sigue:

a) Central.

b) Periférico.

c) Ganglios.

Un campo magnético puede afectar los sistemas eléctricos biológicos de tres maneras. Primero, cambiando las propiedades en los circuitos biológicos, aún cuando no hay ningún flujo eléctrico a través de ellos. Esto aplica principalmente a los circuitos de cristales líquidos. Segundo, un campo magnético puede afectar circuitos eléctricos que actúen como generadores. Una fuerza electromagnética se induce en un conductor que atraviesa las líneas de fuerza del campo magnético. La intersección de las líneas del campo magnético por los circuitos eléctricos biológicos ocurre mientras éstos están en movimiento durante su funcionamiento, como en el latido del corazón y los pulmones ó durante experimentos o trabajo rutinario en laboratorios con equipo magnético. En la vida cotidiana, nosotros sólo estamos expuestos al campo magnético terrestre. El sistema animal

se adaptó durante siglos a las condiciones del campo geomagnético. Sin embargo, reacciona notoriamente a los cambios en este campo. Tercero, influyendo sobre las cargas eléctricas en movimiento.

Los campos magnéticos influyen sobre las cargas en movimiento de acuerdo a como se describe en forma cuantitativa por la fórmula de Lorentz (*Ecuación 2.2*). Por consiguiente, la fuerza que actúa en el viaje de una carga a lo largo del nervio consiste en dos partes: una fuerza inducida por $q \cdot \vec{E}$ del campo eléctrico y una fuerza que es el resultado de $q \cdot [\vec{v} \times \vec{B}]$ por la acción de campo magnético.

Si la fuerza del campo magnético es pequeña, comparada con la fuerza del campo eléctrico, los efectos de su acción serán difíciles de medir. Wiksowo y Berach[13] asumieron que la influencia del campo magnético sería medible si la fuerza $q \cdot [\vec{v} \times \vec{B}]$ no es menos de 10% del valor de la fuerza $q \cdot \vec{E}$, es decir:

$$q \cdot \left[\vec{v} \times \vec{B} \right] \geq 0.1 \cdot q \cdot \vec{E} \qquad (2.22)$$

Esto quiere decir que, el valor del campo magnético $\vec{B}$, asumiendo que la condición anterior se cumple, se puede obtener de la manera siguiente:

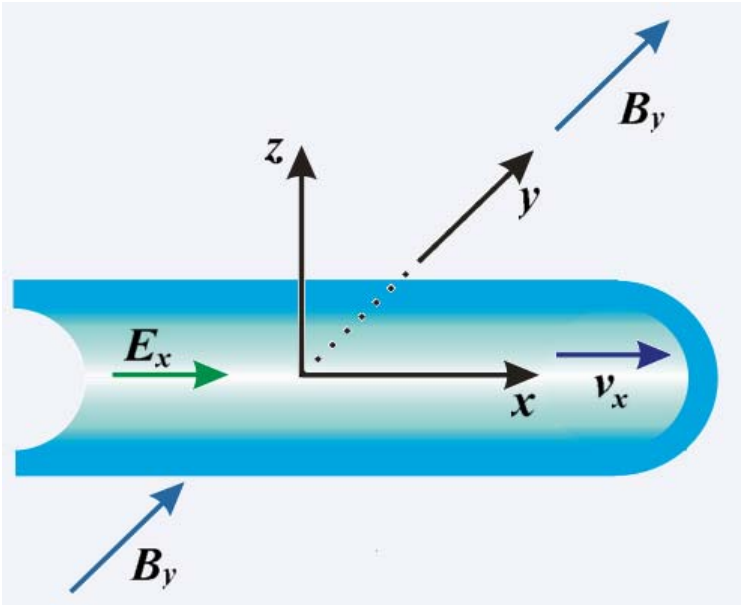


Figura 2.24. Sección cortada de un nervio

La figura 2.24 muestra un tejido nervioso y el sistema de coordenadas adoptado. Teniendo en cuenta este sistema, la ecuación (2.22) puede escribirse en la forma siguiente:

$$B_y = 0.1\frac{E_x}{v_x}. \qquad (2.23)$$

2.6.2 APLICACIÓN DE LOS CAMPOS MAGNÉTICOS EN MEDICINA [14].

Nuestro cuerpo tiene partes conductoras de la electricidad y partes que no lo son. Cuando estamos sometidos a un campo magnético alterno inducido por una máquina, una línea de alta tensión, un transformador, antenas de radio frecuencia, radares y/o telefonía móvil, se inducen corrientes eléctricas en las partes de nuestro organismo que son conductoras de la electricidad (recordemos la *Ley de Faraday* vista en este capítulo). Estos conceptos los tomaremos en cuenta para hablar de la terapia con campos magnéticos.

2.6.2.1 TERAPIA CON CAMPOS MAGNÉTICOS.

La energía electromagnética y el cuerpo humano tienen una correlación válida e importante. El mundo está rodeado por un campo magnético: algunos son generados por el magnetismo de la Tierra, mientras que otros son generados por las tormentas y los cambios solares en el tiempo. Los electrodomésticos y otros equipos empleados en el hogar también crean campos magnéticos: motores, televisores, hornos de microondas, el cableado eléctrico en hogares y las líneas de potencia que los proveen. Incluso el cuerpo humano produce campos magnéticos sutiles debidos a las reacciones químicas dentro de las células y las corrientes iónicas en el sistema nervioso.

Recientemente, los científicos han descubierto que los campos magnéticos externos pueden afectar el cuerpo de forma positiva y negativa, lo cual ha conducido al desarrollo de la terapia con campos magnéticos.

El uso de imanes y de dispositivos eléctricos que generan campos magnéticos controlados tiene muchas aplicaciones médicas y ha demostrado ser uno de los medios más eficaces para diagnosticar enfermedades y padecimientos humanos *(Figura 2.25)*.



Figura 2.25. Equipo para realizar una terapia magnética.[22]

La terapia con campos magnéticos es un método que penetra el cuerpo humano y puede tratar cada órgano sin efectos químicos secundarios. Ésta se ha utilizado con eficacia en el tratamiento de: cáncer, enfermedades reumáticas, cefálea, problemas de los desórdenes del sueño, fracturas y problemas circulatorios.

El potencial curativo de los imanes es posible debido a que el sistema nervioso del cuerpo humano es gobernado, en parte, por patrones variantes de corrientes iónicas y campos electromagnéticos. Hay numerosas formas de terapia con campos electromagnéticos, incluyendo campos magnéticos estáticos, producidos por imanes naturales y artificiales, y campos magnéticos pulsados, generados por dispositivos eléctricos. Los campos magnéticos producidos por imanes o dispositivos electromagnéticos son capaces de penetrar el cuerpo humano y pueden afectar el funcionamiento del sistema nervioso, órganos y células. Cuando son usados adecuadamente, la terapia de campos electromagnéticos no tiene efectos secundarios adversos.

La terapia magnética puede ser aplicada en muchas formas y los dispositivos varían desde simples imanes a grandes máquinas capaces de generar altas magnitudes de campos de fuerza (usados para tratar fracturas y pseudoartrósis).

2.6.2.2 CAMPOS MAGNÉTICOS PULSADOS. [15– 22]

Los campos magnéticos pulsados de bajas frecuencias están diseñados para ayudar al cuerpo a regenerar sus células y acelerar el proceso normal de recuperación. Esta es una modalidad que se

puede utilizar con confianza, sin provocar dolor ni precisar drogas; diseñada para trabajar tanto en problemas de tejidos blandos como en condiciones de huesos dañados.

La terapia con campos magnéticos pulsados (CMP) penetra todas las células, incrementa el intercambio iónico, normaliza la circulación y aumenta la utilización de oxígeno de la célula. Líneas invisibles del campo magnético pulsado "penetran" simultáneamente todas las células del cuerpo hasta el nivel mínimo molecular, alcanzando todas las partes del cuerpo que no pueden ser influenciadas eficientemente con otros métodos. [22]

2.6.2.3 EXPLICACIÓN DE LA TERAPIA DE CAMPOS MAGNÉTICOS PULSADOS.

La terapia que emplea CMP es una forma relativamente nueva, simple y muy efectiva de terapia física, que permite influenciar el cuerpo, ya sea general o localmente, con campos magnéticos empacados en grupos de impulsos, las funciones celulares pueden mejorar considerablemente.

Los campos magnéticos no pueden ser absorbidos, por lo tanto, cuando éstos interactúan con algún material es difícil encontrar espacios libres de su efecto. Así, hay que diferenciar entre substancias paramagnéticas, en las cuales ocurre una concentración de líneas de campos magnéticos, y substancias diamagnéticas, en las cuales ocurre una descentralización de las líneas de los campos magnéticos.

Ya mencionamos que el cuerpo, en su mayoría, es diamagnético; sin embargo también existen materiales paramagnéticos. Por lo tanto, cada vez que estas líneas impactan el organismo, o partes de él, penetran completamente estas partes. Los seres humanos y los animales son organismos que contienen un gran número de células las cuales funcionan eléctricamente. Si no hay suficiente potencial eléctrico en la célula, ésta ya no funciona. Todas las células tienen un potencial básico de 90 [mV] el cual es necesario para el metabolismo celular normal.

Las células enfermas o dañadas tienen su potencial básico alterado. Si los iones (partículas cargadas eléctricamente que circulan alrededor de las células) se mueven en un área de campos magnéticos pulsados, el intercambio iónico será influenciado por el ritmo de la pulsación. La potencia básica de la célula es proporcional al intercambio iónico que ocurre en la membrana celular.

El intercambio iónico también es responsable de la utilización del oxígeno celular. Los campos magnéticos pulsados pueden influenciar dramáticamente el intercambio iónico a nivel celular y por lo tanto mejorar notablemente la utilización de oxígeno de tejidos enfermos o dañados. Es bien sabido que el deterioro en la utilización del oxígeno es un problema en diferentes ramas de la medicina, especialmente retardando la curación de artritis en articulaciones.

La tabla 2.2 muestra el rango de aplicación que incluyen los CMP. De los resultados obtenidos en experimentos clínicos, sabemos que los campos magnéticos pulsados pueden reducir las sensaciones de dolor casi inmediatamente. Esto en parte se debe al aumento del oxígeno en la presión parcial sobre el tejido afectado, al aumento en la perfusión local y velocidad del flujo sanguíneo capilar, aliviando la acumulación de metabolitos debido a la microvascularización y flujo sanguíneo.

Entre los efectos obtenidos tras el uso de los CMP, podemos enlistar los siguientes:

- Efecto analgésico: Acción estimulante en la producción de substancias mediadoras de la sensibilidad dolorosa (endorfinas).
- Efecto antiinflamatorio: Importante acción vasodilatadora y reguladora de la bomba sodio - potasio.
- Efecto cicatrizante: Acción hiperemiante, aceleradora del proceso de mitosis (formación de células nuevas en los distintos tejidos) y por estimulación fibroblástica.
- Efecto regulador del sistema sueño-vigilia.
- Efecto antiestrés: Acción estabilizadora del sistema nervioso central y autónomo.
- Efecto antioxidante: Por estimulación de metaloenzimas (bloqueadoras de los radicales libres).
- Efecto diurético: Aumento de la emisión de orina.
- Efecto osteogénico: Particularmente benéfico en los procesos de fracturas, retardo de consolidación y pseudoartrosis.
- Efecto miorrelajante y reparador de músculos y vísceras.
- Ausencia de efectos colaterales adversos: La única contraindicación formal del campo magnético se refiere a los pacientes portadores de marcapasos cardíacos.

Patologías tratadas con CMP

Traumatología:

- *Artrosis generalizada.*
- *Fracturas.*
- *Discopatías.*
- *Desgarros musculares.*
- *Retardo de consolidación ósea.*
- *Pseudoartritis cervicobraquiales.*
- *Bursitis.*
- *Epicondilitis.*
- *Tendinitis.*
- *Esguinces.*
- *Lumbociatalgias.*
- *Síndrome de túnel carpiano.*
- *Sacroileites.*
- *Artralgias.*
- *Coxartrosis.*
- *Gonartrosis.*
- *Podalgias.*
- *Hernias discales.*
- *Osteomielitis.*

Neurología:

- *Cefalea tensional.*
- *Insomnio-Stress.*
- *Agotamiento psicofísico.*
- *Herpes Zoster.*
- *Lesión nervios periféricos.*
- *Neuritis post herpéticas.*
- *Parálisis facial.*
- *Parkinson.*
- *Esclerosis múltiple.*

Reumatología:

- *Artritis.*
- *Osteoporosis.*
- *Periartritis.*

Dermatología:

- *Dermatitis.*
- *Lupus discoide.*
- *Psoriasis.*
- *Celulitis.*
- *Acné.*

Cirugía:

- *Ulceras cutáneas.*
- *Edemas.*
- *Flebitis químicas.*
- *Hemorroides.*
- *Prostatismo.*
- *Heridas quirúrgicas.*
- *Heridas tórpidas.*
- *Arteriopatías periféricas.*
- ***Neumotisiologia:***
- *Asma bronquial.*
- *Bronquitis.*
- *Sinusopatías.*

Oncología:

- *Dermatitis química.*
- *En las metástasis óseas, reducción del dolor.*

Tabla 2.2. Lista de patologías tratadas con terapia de CMP.

En contraste con agentes farmacológicos, no existe peligro de sobredosis, por lo menos dentro del rango que se usa en la actualidad para los tratamientos.

Esta terapia es segura de usar con implantes plásticos o de metal, ya que no hay efecto térmico inmediato. Sobre el hueso los CMP aumentan la densidad y favorecen la correcta disposición de los cristales de calcio en el medio intercelular. El hueso es una estructura cálcica con trazas de otros elementos, uno de éstos en particular es el "alpha quartz". Cuando este material es comprimido desarrolla un voltaje, este fenómeno es conocido como "Efecto Piezoeléctrico"[18]. En el hueso las áreas que sufren un estrés generan pequeñas cargas eléctricas, produciendo una corriente de atracción de osteoblastos desde las áreas no comprometidas por el estrés, contribuyendo a la formación de nuevo hueso para reparar el dañado. En la lesión ósea el sangrado favorece la formación de un hematoma dentro del cual los capilares rápidamente transportan sangre enriquecida en calcio hacia los sitios de la lesión. Los CMP ayudan a mejorar la estructura del cristal atrayendo por cambios de voltaje, células óseas hacia el lugar del tratamiento. Los ligamentos y tendones son afectados de manera semejante[23]. Los hospitales usan la terapia que emplea CMP para acelerar la rehabilitación de pacientes tratados con clavos y placas en huesos ya que no produce calor que dañe a los implantes. Las fracturas pueden ser tratadas incluso a través de férula de yeso ó vendajes, debido a que los campos magnéticos atraviesan los materiales empleados en ortopedia.

El efecto terapéutico de dichos tratamientos dura aproximadamente de seis a ocho horas. La mayoría de los casos crónicos requieren un tratamiento de dos veces al día. Después de 5 a 10 días, el régimen de tratamiento puede ser reducido a una sesión diaria o cada dos días. En casos crónicos o extremadamente difíciles, esto podría tomar más tiempo.

BIBLIOGRAFÍA.

1. Wangsness, R.K.: Campos electromagnéticos, ed. Limusa, S.A., 1983.
2. Halliday, D.; Resnick, R.; Krane, K. S. Física Vol.2, ed. CECSA 1999, pags. 661-68.
3. Serway, R. Física Tomo II, ed. McGraw-Hill 1996, págs. 1423-1452.
4. Feynman, R.; Leighton, R.; Sands, M., The Feynman Lectures on Physics, ed. Addison Wesley.
5. Magie, W., Source Book in Physics. Hardvard University Press.
6. Holton, G.; Roller, D.H.D., Foundations of Modern Physical Science, ed. Addison Wesley.
7. Morris, S., Great Experiments in Physics, ed. Holt, Rinehart and Winston.
8. Schaum, D.; Van der Merwe, C.W. Física General, ed. McGraw-Hill 1998, págs. 237-247.
9. Alonso, M.; Finn, E., Física, ed. Addison Wesley Longman 1998.
10. Brueker, H. et al. "*Tracking and Imaging Elementary Particles*". Sci. American. August. 1991.
11. R. S. Wadas, Ph. D., "*Biomagnetism"*, Cap. 3, págs. 37 – 78.
12. Sevanian, A., *"Antioxidantes en la arterioesclerosis"*, Universidad de Southern California-Abril.
13. Stuchly, M. . *"Low Frequency Magnetic Fields: Dosimetry, Cellular, and Animal Effects"*. In The Biomedical Engineering Handbook, ed. by J. Bronzino.CRC Press and IEEE Press, Boca Raton, Fl, 1995.
14. Ceballos A., *"La osteogenesis eléctrica en Cuba"*. Investigación Médica Quirúrgica 1991; 151: págs. 283-93.
15. De Mattei, M.; Caruso, A.; Pezzetti, F.; Pellati, A.; Stabellini, G.; Sollazzo, V.; Traina, G.C., *"Effects of pulsed electromagnetic fields on human articular chondrocyte proliferation*", Connect Tissue Res. 2001;42(4):269-79.
16. Dhawan, S.K.; Conti, S.F.; Towers, J.; Abidi, N.A.; Vogt, M., *"The effect of pulsed electromagnetic fields on hindfoot arthrodesis: a prospective study"*, J Foot Ankle Surg, 2004 Mar-Apr; 43(2): págs. 93-96.
17. Fredericks, D.C.; Nepola, J.V.; Baker, J.T.; Abbott, J.; Simon, B., *"Effects of pulsed electromagnetic fields on bone healing in a rabbit tibial osteotomy model"*, J Orthop Trauma. 2000 Feb;14(2): págs. 93-100.
18. Fukada, E., *"On the Piezoelectric effect of bone"*, Physics Society 1957;12:1158-62.

19. Bassett, C.A.L. "*Current concepts of bone formation"*, J Bone Joint Surg 1962; págs. 1217-44.
20. Bodamyali, T.; Bhatt, B.; Hughes, F.J.; Winrow, V.R.; Kanczler, J.M.; Simon, B.; Abbott, J.; Blake, D.R.; Stevens, C.R., *"Pulsed electromagnetic fields simultaneously induce osteogenesis and upregulate tranion of bone morphogenetic proteins 2 and 4 in rat osteoblasts in vitro"*. Biochem Biophys Res Commun. 1998 Sep 18; 250(2): págs. 458-61.
21. Guerkov, H.H.; Lohmann, C.H.; Liu, Y.; Dean, D.D.; Simon, B.J.; Heckman, J.D.; Schwartz, Z.; Boyan, B.D., *"Pulsed electromagnetic fields increase growth factor release by nonunion cells"*, Clin Orthop. 2001 Mar;(384): págs. 265-79.
22. http://www.cubamedica.com/
23. http://browardhealth.org/

3. INTRODUCCIÓN A LOS LÁSERES.

La palabra láser esta formada por las iniciales de las palabras que se utilizan en inglés para describir el fenómeno físico correspondiente a la amplificación de luz por emisión estimulada de radiación (*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*).

Un láser es una fuente de luz que posee ciertas propiedades que la distinguen de la luz obtenida por las fuentes convencionales, lo que permite su empleo en muchas aplicaciones y lo hacen manejable. El grado de coherencia temporal y espacial, a potencias muy elevadas, es de muchos órdenes de magnitud superior a la de cualquier otra fuente de luz conocida.

La coherencia implica monocromaticidad, estabilidad en frecuencia, direccionalidad y la posibilidad de focalizar un haz en áreas muy pequeñas. Estas características, unidas a la posibilidad de altas irradiaciones de luz, hacen del láser un instrumento útil en muchas áreas: comunicaciones, metrología, dirección remota, procesos industriales, aplicaciones médicas, entre otras.

3.1 ANTECEDENTES [1]

Albert Einstein dio el primer paso en el desarrollo del láser al decir que eran posibles dos tipos de emisión de luz: espontánea y estimulada. La luz natural y artificial es emitida por cambios energéticos a nivel atómico que ocurren sin intervención externa (emisión espontánea). Sin embargo, existe otro tipo de luz, la cual ocurre cuando un átomo retiene su exceso de energía hasta que es estimulado para emitir esa energía en forma de luz (emisión estimulada). Por muchos años los físicos pensaron que la emisión espontánea de luz era la forma de emisión dominante y que cualquier tipo de emisión estimulada sería mucho más débil. Fue hasta después de la segunda guerra mundial cuando se empezaron a buscar las condiciones para que la emisión estimulada fuera más dominante y hacer que un átomo o una molécula estimulara a muchas otras para producir el efecto de una emisión de luz amplificada.

Charles H. Townes fue el primero en tener éxito en la amplificación de una radiación estimulada a principio de los años cincuenta, pero su trabajo se centró en las microondas (con una longitud de onda mucho mayor que la luz visible), y llamó a su dispositivo máser [1]. Otros científicos también

tuvieron éxito en construir máseres y muchos otros concentraron sus esfuerzos en producir emisión con longitudes de onda menores. Muchos de los conceptos primarios para producir un láser se desarrollaron al mismo tiempo por Townes y Schawlow y por Gould.

La publicación del trabajo de Townes y Schawlow impulsó un gran esfuerzo para construir un sistema láser funcional. En mayo de 1960, Theodore Maiman construyó un dispositivo que utilizaba una barra de rubí sintético, el cual ha sido acreditado como el primer láser. El láser de rubí de Maiman emitía pulsos intensos de luz coherente roja a 694 nanómetros, en un haz delgado altamente concentrado, muy parecido a las características presentadas por muchos láseres actuales. El primer láser empleó una pequeña barra de rubí, con los extremos plateados para reflejar la luz, rodeada par una lámpara helicoidal, lo cual permitió la realización de un sistema portátil.

Aunque los láseres que emiten luz visible son los más comunes, los principios básicos son aplicables en todo el espectro electromagnético (*Figura 3.1*). La primera emisión estimulada que se logró fue en la región de microondas del espectro electromagnético, pero ahora los láseres pueden emitir luz ultravioleta e infrarroja, inclusive existen láseres que emiten en la región de los rayos X. Los láseres actuales tienen un rango de salida desde los miliwatts hasta varios kilowatts de salida continua y algunos producen trillones de watts en pulsos extremadamente cortos.

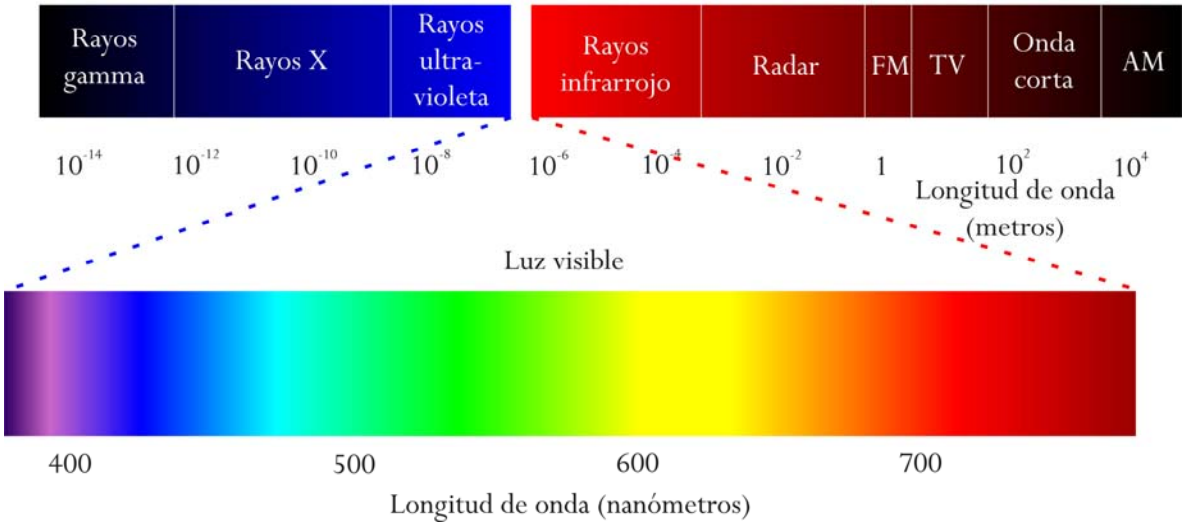


Figura 3.1. Espectro electromagnético

La figura 3.2 muestra algunos ejemplos representativos de láseres, que varían ampliamente en tamaño y aplicación. Laboratorios militares y de investigación han construido láseres que ocupan

edificios completos, sin embargo, los más comunes usan un dispositivo semiconductor del tamaño de un grano de arena.

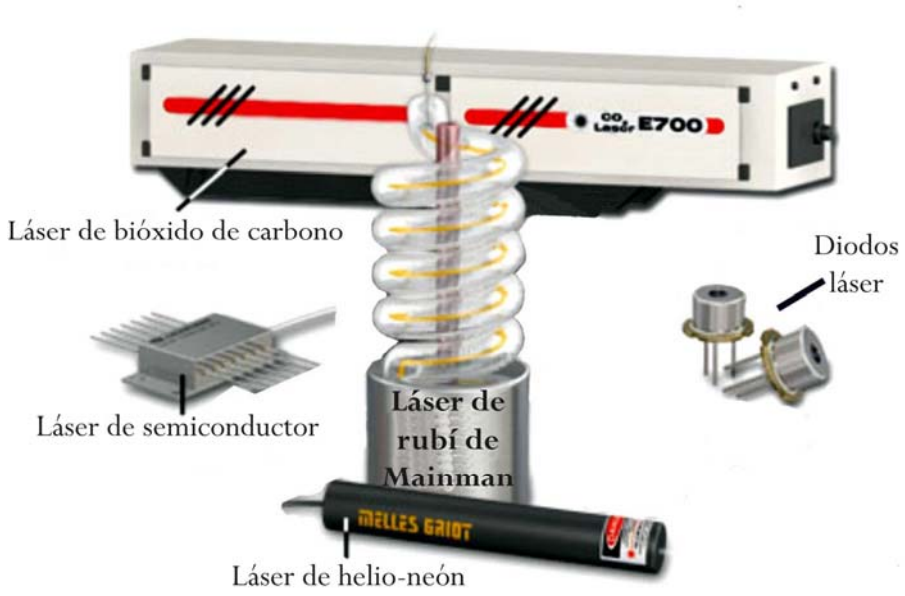


Figura 3.2. Tipos de láser

3.2 FUNCIONAMIENTO DEL LÁSER [1]

El láser es un dispositivo cuyo funcionamiento se explica por medio de la mecánica cuántica. La física clásica asume que la energía puede variar continuamente y que los átomos y las moléculas pueden adquirir cualquier cantidad de energía de un rango continuo de valores. En cambio, la mecánica cuántica establece que la energía existe en unidades discretas o *cuantos* y que los átomos y las moléculas están restringidos a tener ciertas cantidades discretas de energía.

Cada átomo o molécula puede encontrarse en determinados niveles energéticos discretos. Normalmente se encuentran en el estado fundamental o de energía inferior (W_0). Cuando absorben energía pasan a un nivel energético superior y se dice que están en un estado excitado (W_1, W_2, W_3,…).

Las formas en que se puede excitar la materia son diversas: por calor, con luz, por medio de una descarga eléctrica, por una reacción química, etc. Cuando un átomo se encuentra en un estado excitado tiende, de forma espontánea, a volver al fundamental liberando la diferencia de energía.

Cada vez que se produce una desexcitación por emisión de luz se dice que se ha emitido un fotón. Las transiciones que originan una emisión de luz se denominan radiativas.

Cada fotón emitido tiene una frecuencia asociada, característica, que es igual a la diferencia de energía entre los niveles que intervienen en una desexcitación (W_n y W_m): [1-3]

$$f = \frac{W_n - W_m}{h} \tag{3.1}$$

Donde h es la constante de Plank = 6.6261x10^{-34} [$J \cdot s$]

Los niveles energéticos de cada átomo o molécula están restringidos y constituyen su diagrama energético, por lo cual los fotones que pueden emitir son propios de cada átomo y estos dan lugar al espectro de emisión de ese material.

3.2.1 EMISIÓN ESTIMULADA

Un átomo puede desexcitarse de diversas maneras: transfiriendo la energía a otros en una colisión o emitiéndola en forma de luz, por medio de un fotón. Cuando un átomo o molécula esta excitado no permanecerá en ese estado por siempre. Para cualquier nivel de energía existe un tiempo de vida después del cual la mitad de los electrones han caído al estado más bajo. Cuando esto ocurre, la diferencia de energía entre el nivel en que estaba el electrón y el nivel actual debe ser liberada, aunque esto sucede de forma aleatoria. Este proceso ocurre sin la intervención de factores externos y se llama emisión espontánea. En ausencia de otros procesos, el número de átomos en estado excitado en un tiempo t está dado por:

$$n_2(t) = n_2(0)e^{-\frac{t}{t_{21}}} \tag{3.2}$$

Donde:

- $n_2(0)$ es el numero de átomos excitados en el tiempo $t=0$.
- t_{21} es el tiempo de vida de la transición entre los dos estados.

Si un átomo ya está en estado excitado, puede ser perturbado por el paso de un fotón con una frecuencia f_{21} correspondiente a la diferencia de energía, ΔW, que hay entre el estado fundamental y

el estado excitado. En este caso, el átomo excitado cae al estado basal (fundamental) y es inducido a producir un fotón con frecuencia f_{21}. El fotón original no es absorbido por el átomo y el resultado es que salen dos fotones con la misma frecuencia. En un grupo de átomos, si el número de ellos que se encuentra en estado excitado esta dado por n, la razón de cambio a la cual ocurre la emisión estimulada esta dada por:

$$\frac{\partial n}{\partial t} = -b_{21} \cdot \gamma(f) \cdot n \tag{3.3}$$

Donde:

- b_{21} es una constante de proporcionalidad para esta transición en particular
- $\gamma(f)$ es la densidad de radiación de fotones de frecuencia f.

La frecuencia de emisión es, por lo tanto, proporcional al número de átomos en estado excitado, n. Si los fotones emitidos son vistos como una onda, la emisión estimulada va a oscilar a la frecuencia del fotón entrante y van a estar en fase (coherente), resultando una amplificación de la intensidad de la luz entrante. La figura 3.3 ilustra la emisión espontánea (a) y la emisión estimulada (b).

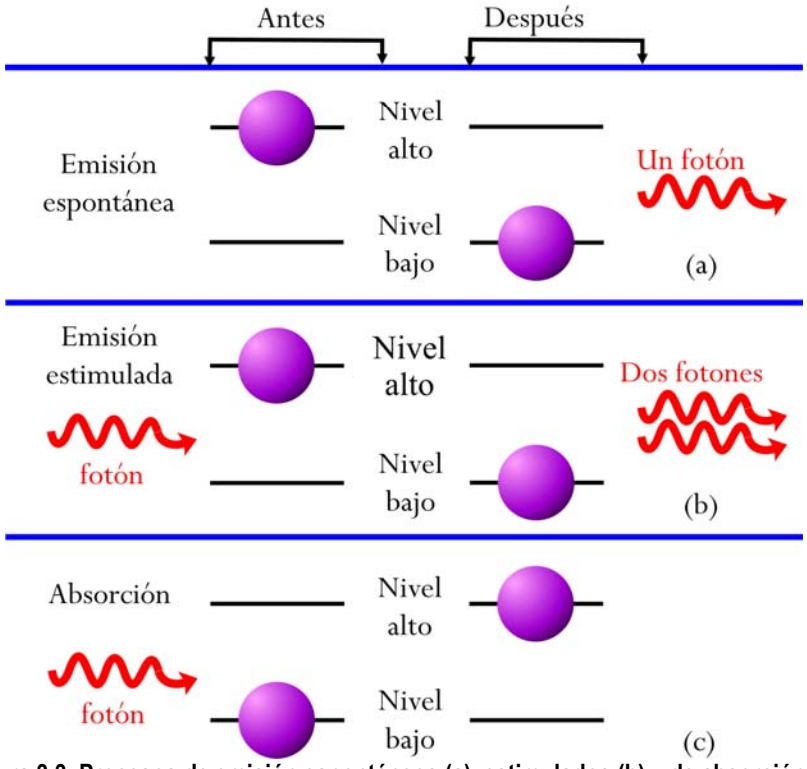


Figura 3.3. Procesos de emisión espontáneos (a), estimulados (b) y de absorción (c).

3.2.2 INVERSIÓN DE POBLACIÓN [1]

El principal problema para lograr la emisión estimulada del láser es que, bajo las condiciones normales (equilibrio termodinámico), la población, o número de átomos o moléculas en cada nivel de energía, tiende a decrecer en los niveles de energía más altos, debido a la tendencia de los átomos y moléculas para caer espontáneamente a un nivel de energía más bajo.

El mecanismo por el cual la emisión estimulada se puede hacer dominante es tener más átomos en un estado excitado que en el nivel de energía más bajo, de tal forma que los fotones emitidos puedan estimular la emisión y no sean absorbidos (*Figura 3.4*). Debido a que esta condición es inversa a la situación en equilibrio, se le llama inversión de población. Mientras haya más átomos en el nivel alto que en el bajo, la emisión estimulada podrá dominar; esto resulta en una cascada de fotones emitidos. El primer fotón emitido estimulará la emisión de más fotones, los cuales estimularan, a su vez, la emisión de más fotones, y así sucesivamente. La cascada de fotones resultante crece, dando lugar a la amplificación de la luz emitida. Si la inversión de población se acaba (el estado no excitado se vuelve dominante), la emisión espontánea se vuelve el proceso dominante otra vez.

Para conseguir una emisión de luz láser es, por lo tanto, imprescindible la existencia de la inversión de población entre dos niveles energéticos de los átomos que configuran al medio activo.

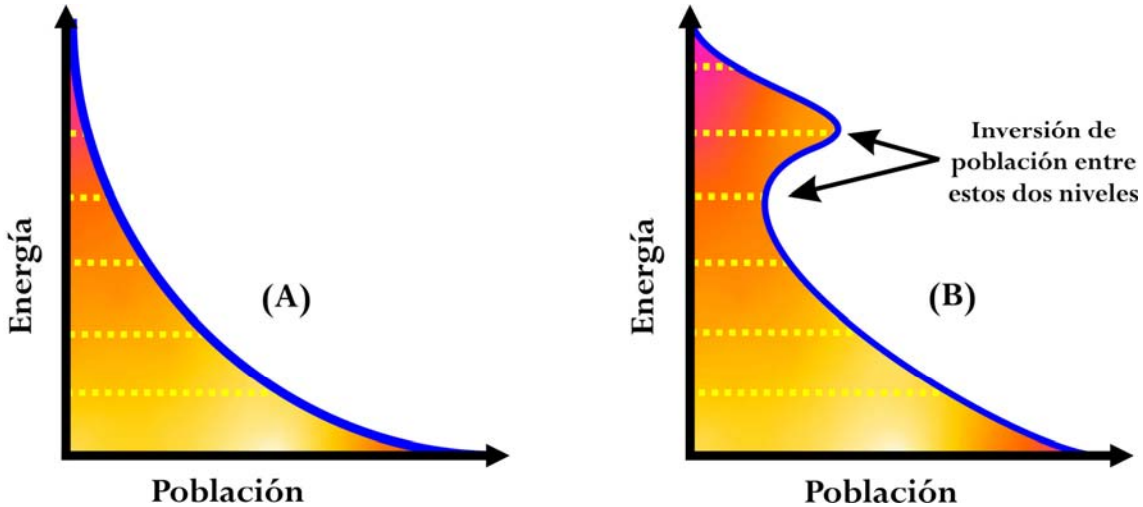


Figura 3.4. Distribución de la población en estado fundamental (a) y en estado excitado (b)

Una inversión de población se puede producir por medio de dos mecanismos básicos: creando un exceso de átomos o moléculas en un nivel de energía alto, o reduciendo la población en el nivel de energía bajo.

3.2.3 MECANISMOS DE BOMBEO

La forma más común de producir una inversión de población en un medio láser es aplicar energía al sistema para excitar los átomos o las moléculas mediante un método llamado bombeo, en el cual los átomos se excitan desde el estado fundamental a un estado de orden más alto para producir la inversión de población necesaria para que ocurra la operación láser. La proporción del número de átomos entre dos niveles de energía (1 y 2) en equilibrio termodinámico esta dada por la ecuación de Boltzmann:

$$\frac{n_2}{n_1} = e^{-\frac{W_2 - W_1}{kT}} = e^{-\frac{hf}{kT}} \tag{3.4}$$

Donde n_1 y n_2 es el número de átomos en el nivel 1 y 2, respectivamente, W_1 y W_2 son las energías correspondientes al nivel 1 y 2, respectivamente; k es la constante de Boltzmann y T es la temperatura en grados Kelvin. Como se muestra en la ecuación, n_2 puede ser más grande que n_1 sólo si la temperatura es un número negativo (en equilibrio térmico). Antes de que las investigaciones que describían la acción del láser y del máser fueran publicadas, los físicos se referían a la inversión de población como una temperatura negativa, lo cual supone que pensaban que cualquier condición diferente al equilibrio térmico no podía ser sustentada. Es claro, entonces, que para producir una inversión de población, el sistema no puede estar en equilibrio térmico.

Para producir la inversión de población requerida para la actividad del láser, los átomos y moléculas deben ser excitados, selectivamente, a niveles de energía específicos. Algunos métodos pueden ser muy complejos (*Tabla 3.1*), pero producen normalmente láseres de mejor funcionamiento [3].

Normalmente se excita un átomo o una molécula a un nivel más alto que el requerido y después de un tiempo, éste cae al nivel de operación del láser. La excitación indirecta también se puede utilizar para excitar los átomos dentro de una mezcla de gas, el cual transfiere su energía a los átomos o a las moléculas responsables de producir la acción láser.

Tipo de bombeo	Medios	Algunos ejemplos
Óptico	- *Estado Sólido* - *Líquidos* - *Gaseosos de fotodisociación*	*láser de rubí y Nd-YAG* *láser de colorante* *láser de Yodo*
Paso de corriente eléctrica	- *Gaseosos (átomos neutros, iones, moleculares)* - *Estado sólido (semiconductor)*	*He-Ne, He-Cd, Cu* Ar^+, Kr^+ CO_2, N_2, *excímeros* *Ga As*
Térmico (dinámica de gases)	*Gaseosos*	CO_2,-N_2-H_2O
Químico	*Mezcla de gases inyectados a gran velocidad*	$F + H_2 \rightarrow HF^x + H$
Electrones de baja temperatura en un plasma	*Gaseosos (Iónicos y nucleares)*	*Sr-He*(Sr^+) *He-Hg, CO*
Radiación por desviaciones múltiples de partículas ligeras por campos magnéticos	*Láser de electrones libres*	

Tabla 3.1. Métodos de bombeo existentes para distintos tipos de láseres.

La cantidad de tiempo que un átomo o molécula permanece en un estado excitado es crítica para determinar si habrá una emisión estimulada y se producirá una cascada de fotones, o habrá una pérdida de energía a través de una emisión espontánea. Los estados estimulados normalmente tienen tiempos de vida de nanosegundos antes de que la energía sea liberada en una emisión espontánea, un periodo que no es suficientemente largo para que otro fotón cause una estimulación.

Un requisito fundamental para la actividad láser, por lo tanto, es un tiempo de vida largo en el nivel de energía alto. Estos estados son llamados estados metaestables (*Figura 3.5*). El tiempo de vida promedio de un estado metaestable antes de que ocurra una emisión espontánea es del orden de un microsegundo a milisegundos. Con tiempos de vida tan largos, los átomos y las moléculas excitados pueden producir cantidades significativas de emisión estimulada. La acción láser solo es posible si la inversión de población se produce más rápido de lo que tarda el átomo en caer del nivel alto al basal, manteniendo una población mayor que en el nivel bajo. Mientras más largo sea el tiempo de vida de la emisión espontánea, más estable será el láser.

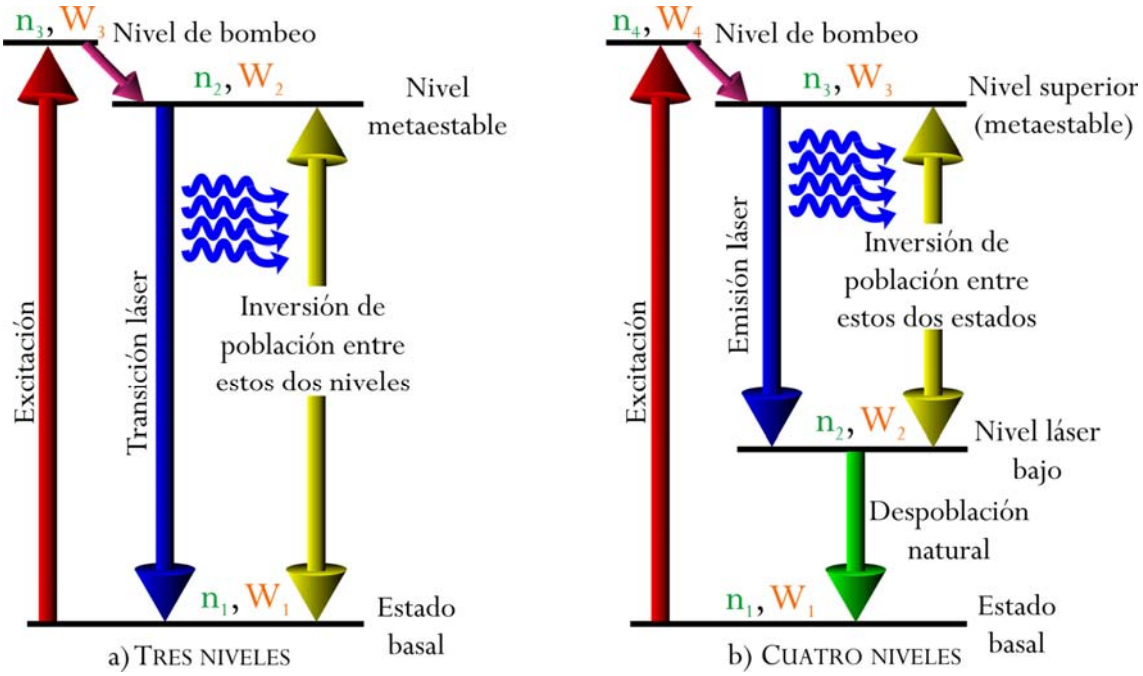


Figura 3.5. Diagramas de energía de tres y cuatro niveles.

La estructura funcional más simple para la operación de un láser es un sistema de tres niveles [1, 3-5] (*Figura 3.5a*). En este sistema, hay tres niveles con energía W_1, W_2 y W_3 y poblaciones n_1, n_2 y n_3, respectivamente. Inicialmente el sistema esta en equilibrio térmico ($n_1 \approx n$ y $n_2 \approx n_3 \approx 0$); entonces los átomos se excitan hasta el nivel 3 referido como el nivel de bombeo. Estos átomos excitados caen rápidamente al nivel 2 (metaestable), sin liberar energía luminosa (transición no radiativa). Esta transición es tan rápida, que los átomos en el nivel 3 caen casi inmediatamente al nivel 2, por lo que la población en el nivel 3, n_3, es esencialmente 0 ($n_3 \approx 0$). Ya en el nivel 2, ocurre una emisión espontánea, liberando un fotón con frecuencia f_{21}. Debido a que el tiempo de vida de esta transición, t_{21}, es mucho mayor que el tiempo de vida de la transición del nivel 3 al 2 (aproximadamente 1000 veces más largo), la población en el nivel 2 tiende a incrementarse y conduce a una inversión de población entre este estado y el estado estable. La emisión estimulada resulta del hecho de que hay más átomos disponibles en el nivel de energía metaestable que en el nivel bajo, donde podría ocurrir la absorción.

Para producir la inversión de población, una gran cantidad de electrones en estado estable deben ser elevados al estado de excitación más alto, lo que requiere de un suministro de energía externa

significativo. Además, es difícil de mantener la inversión de población durante suficiente tiempo, y por lo tanto, los láseres de tres niveles deben ser operados más bien en modo pulsado que en modo continuo.

Normalmente, la mayoría de los láseres trabaja en un sistema de cuatro niveles (*Figura 3.5b*). Los láseres que utilizan 4 o más niveles de energía evitan algunos de los problemas mencionados antes y, por lo tanto, son frecuentemente utilizados. La estructura de niveles de energía es similar a la del sistema de tres niveles, excepto que en este sistema, el bombeo excita a los átomos en el nivel basal (nivel 1) hasta el nivel de bombeo (nivel 4). En este nivel, los átomos decaen rápidamente en una transición no radiativa haciendo que la población se acumule en el nivel 3 (nivel metaestable), para que después ocurra una emisión espontánea o estimulada hacia el nivel 2. Este último nivel también tiene una transición radiativa muy rápida.

La presencia de dos niveles de energía con transiciones no radiativas muy rápidas hace que las poblaciones en esos niveles se puedan despreciar ($n_2 \approx n_4 \approx 0$), lo cual es muy importante porque ahora la inversión de población se toma con respecto a los niveles 2 y 3 donde $n_3 > 0$. Por esta razón, se necesita bombear menos energía para que pueda existir una inversión de población, haciendo que el sistema de cuatro niveles sea más eficiente que el de tres niveles.

Otra ventaja de separar el nivel bajo del estado estable es que los átomos en el nivel bajo caerán naturalmente al estado estable. Si el nivel basal del láser tiene un tiempo de vida que es mucho más corto que el nivel alto, los átomos decaerán al nivel estable en una proporción suficiente para evitar la acumulación en el estado bajo de energía. Muchos de los láseres construidos bajo estas condiciones pueden ser operados en modo continuo para producir un rayo ininterrumpido.

Los láseres actuales son mucho más complejos que los modelos descritos. El nivel láser alto normalmente no es un solo nivel de energía, sino un grupo de niveles de energía que permiten variar la energía de excitación requerida en un rango muy ancho durante la operación. El nivel bajo también puede consistir de varios niveles de energía, permitiendo que, si están poco espaciados, cada uno de los electrones en los niveles altos caiga a un nivel bajo diferente; entonces, un solo láser puede ser operado en múltiples transiciones, produciendo más de una longitud de onda.

Existen otros factores a considerar en el diseño de los láseres, incluyendo la naturaleza del medio activo. Frecuentemente se emplean mezclas de gases u otras combinaciones de moléculas para mejorar la eficiencia de captura y transferencia de energía o para ayudar en la disminución de población en el nivel bajo de energía, lo que resulta en láseres más eficientes.

3.2.4. RESONADORES [1-3].

La inversión de población por si misma no es suficiente para producir un haz láser, se requieren otros factores para amplificar y concentrar la luz en un rayo láser. La luz producida por emisión estimulada en un medio láser generalmente tiene una longitud de onda única, pero ésta debe extraerse eficientemente del medio con algún mecanismo que incluya la amplificación. Esto se logra mediante una cavidad resonante, que consiste en un par de espejos puestos en cada extremo del medio láser; si la emisión estimulada ocurre a lo largo del eje longitudinal entre los dos espejos, la emisión es reflejada de regreso al medio láser y a través de varias interacciones, amplifica la intensidad de la luz.

Por ejemplo, después de la emisión estimulada inicial, dos fotones que tienen la misma energía y fase pueden encontrar y estimular otros átomos excitados, haciendo que emitan más fotones con la misma energía y fase. El número de fotones producidos por la emisión estimulada crece rápidamente y el incremento es directamente proporcional a la distancia que la luz viaja dentro del medio láser.

Desde el punto de vista electrónico, los espejos producen una retroalimentación positiva. En teoría, este sistema podría amplificarse al infinito, pero en la práctica las perdidas del resonador limitan la retroalimentación positiva y la amplificación. Además, en los láseres, uno de los espejos deja salir un porcentaje de luz, que es la que forma el haz láser.

La fracción de luz que sale del resonador láser depende de la ganancia del medio láser. Una vez que ha empezado una salida continúa, la ganancia total debe ser igual a la suma de las pérdidas del resonador más la fracción de energía que sale del resonador como haz de luz.

La figura 3.6 es una ilustración de la ganancia, o amplificación, que ocurre con un incremento en la longitud de la trayectoria en la cavidad resonante debido a los espejos en cada extremo. La figura 3.6a muestra el inicio de la emisión estimulada, la cual, como se muestra en la figura 3.6b a la 3.6g, es amplificada mientras la luz es reflejada por los espejos colocados en los extremos de la cavidad. Una porción de la luz pasa a través de un espejo parcialmente reflejante en el lado derecho de la cavidad (*Figuras 3.6b, 3.6d y 3.6f*) en cada paso. Finalmente, en el estado de equilibrio (*Figura 3.6h*), la cavidad esta saturada con la emisión estimulada.

El grado de amplificación logrado en un láser, expresado con el término ganancia, se refiere a la cantidad de emisión estimulada que un fotón puede generar al viajar una distancia dada. Por ejemplo, una ganancia de 1.5 por centímetro significa que un fotón genera 1.5 fotones adicionales por cada centímetro que viaja. Esto resulta en un factor de amplificación que crece con la longitud de la trayectoria de la cavidad láser. La verdadera ganancia es mucha más complicada y depende de las fluctuaciones en la distribución de la población entre los niveles de energía altos y bajos, entre otros factores. El punto importante es que la cantidad de amplificación se incrementa considerablemente con la distancia viajada a través del medio láser.

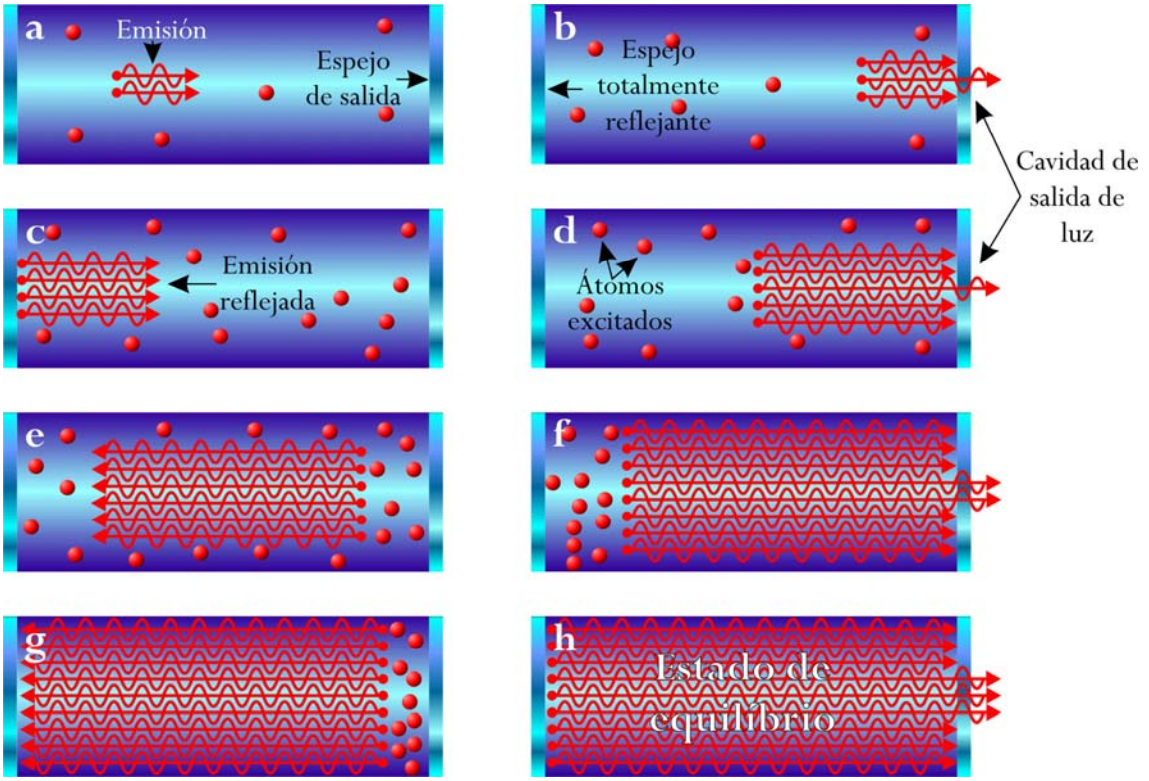


Figura 3.6. Emisión estimulada en una cavidad láser con espejos.

En un láser construido con una cavidad resonante longitudinal, como una barra de rubí o un tubo lleno de gas, la luz que viaja a lo largo de la longitud del medio láser genera mucho más emisión estimulada que la luz emitida perpendicularmente al eje de la cavidad. La emisión de luz es, por lo tanto, concentrada a lo largo de la cavidad aunque no haya espejos que limiten su trayectoria en la dirección longitudinal. Poner espejos en los lados opuestos de la cavidad láser permite que el rayo vaya de un lado al otro, lo que resulta en un incremento de la amplificación debido a que la trayectoria a través del medio es más larga. Las reflexiones múltiples también producen un rayo delgado y enfocado (una característica importante en los láseres), porque solo los fotones que viajan paralelamente a las paredes de la cavidad serán reflejados por los dos espejos. Este arreglo se conoce como oscilador y es necesario porque la mayoría de los materiales láser tienen ganancias muy bajas y, por lo tanto, una amplificación suficiente solo puede ser lograda con una trayectoria larga a través del medio.

Existen varias configuraciones para los resonadores láser. Conceptualmente, el más simple es el de espejos planos paralelos o resonador Fabry-Perot, en el cual dos espejos planos son puestos en los extremos opuestos de la cavidad, alineados paralelamente entre ellos y perpendiculares al eje de la cavidad.

Por cuestiones de estabilidad y reducción de pérdidas, los espejos del resonador son generalmente esféricos, sin embargo la curvatura del espejo no puede ser cualquiera, ya que el resonador podría ser inestable. Varios diseños que usan uno o dos espejos esféricos son [2, 5] (*Figura 3.7*):

- Resonador concéntrico (o esférico): dos espejos con la misma curvatura separados por una distancia igual al diámetro de la curvatura, de tal forma que sus centros coinciden.
- Resonador confocal: dos espejos con la misma curvatura separados por el doble de su distancia focal, de tal forma que sus puntos focales coinciden.
- Resonador semiconfocal: un espejo esférico separado de uno plano por su distancia focal.
- Resonador semisférico: un espejo esférico separado de uno plano por su radio de curvatura.

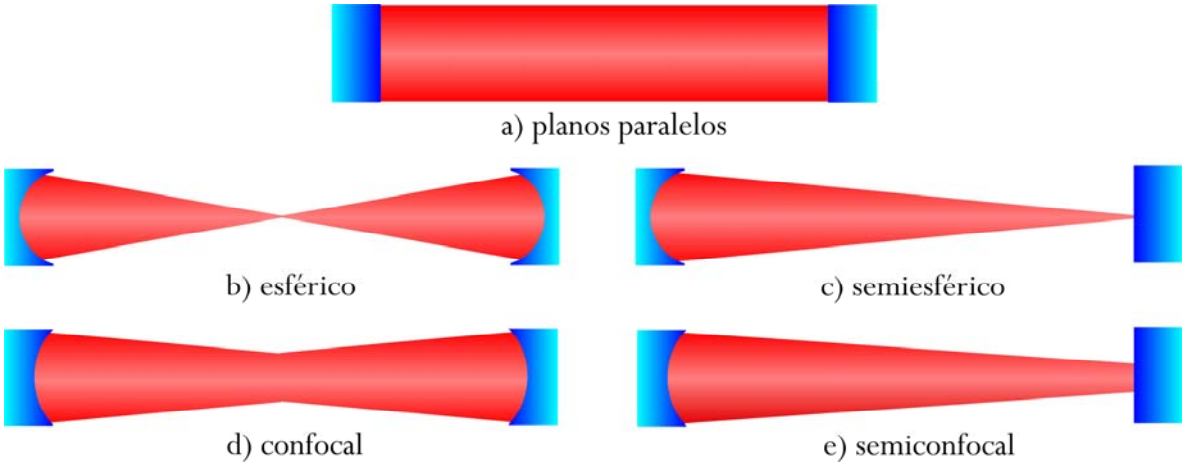


Figura 3.7. Algunos ejemplos de resonadores. (a) Espejos paralelos o de Fabry-Perot (estabilidad marginal); (d) Resonador confocal (estable); (g) Resonador cóncavo-convexo (estable).

Para que un resonador sea estable debe suceder que la onda que se propaga por su interior se encuentre en el mismo estado después de haber hecho un recorrido completo dentro del resonador. La calidad del haz generado en un resonador estable es mayor, tanto en lo que se refiere a su distribución de potencia, como a su divergencia.

Matemáticamente, la condición de estabilidad esta determinada por la curvatura de los espejos (r_1 y r_2) y la distancia que hay entre ellos (d). Si el espejo es convexo, el radio se toma como negativo (*Figura 3.8*). Así pues, la condición de estabilidad esta dada por [2, 4-6]:

$$0 \leq g_1 g_2 \leq 1 \tag{3.5}$$

Donde g_1 y g_2 son conocidos como los parámetros g, los cuales están definidos como:

$$g_1 = 1 - \frac{L}{R_1} \qquad \text{y} \qquad g_2 = 1 - \frac{L}{R_2} \tag{3.6}$$

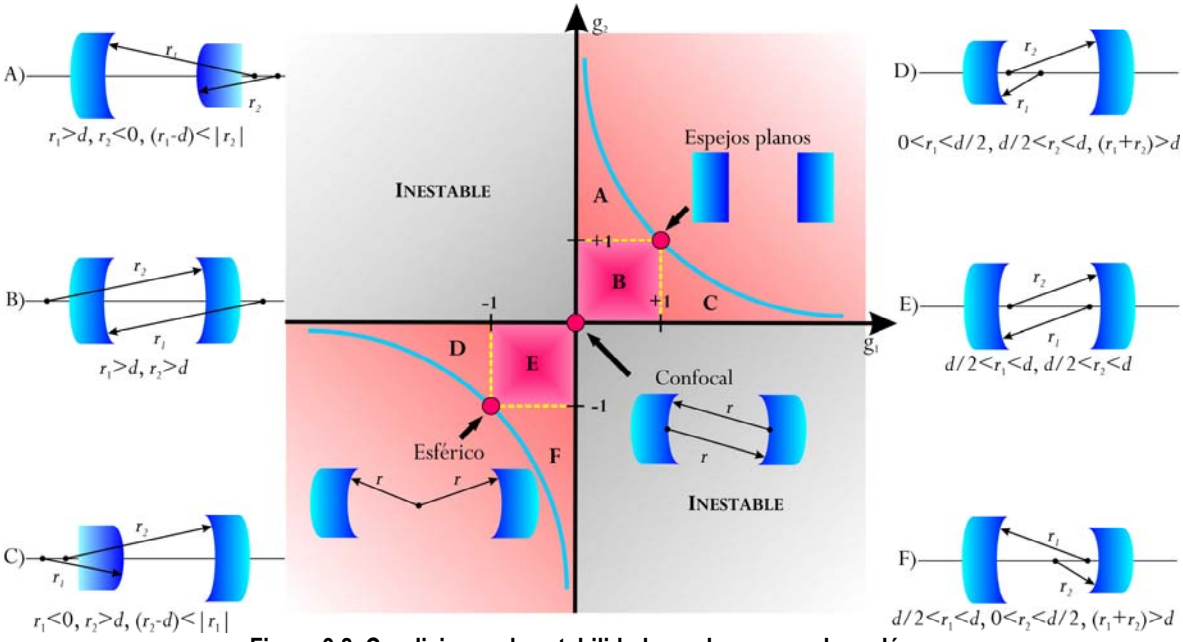


Figura 3.8. Condiciones de estabilidad para los resonadores láser

Debido a que una cavidad láser típica es miles de veces la longitud de onda del haz, parecería que permiten la oscilación de demasiadas longitudes de onda. Sin embargo, la oscilación solo es posible para las longitudes de onda dentro del ancho de banda de ganancia del medio láser, además de que algunas restricciones ópticas pueden limitar el rango de oscilación aun más.

3.2.5 MODOS DEL RESONADOR [3].

La forma en que esta distribuida la densidad de potencia del rayo que emerge del sistema depende de la forma geométrica del resonador y del medio activo. Dentro del resonador se forma una onda estacionaria que es el producto de las reflexiones que se producen en los dos espejos. Esta onda estacionaria no puede ser cualquiera; las distintas configuraciones que puede adoptar una onda estacionaria en una cavidad resonante se denominan modos. Existen dos modos: longitudinales y transversales.

3.2.5.1 MODOS LONGITUDINALES

Los modos longitudinales o axiales, son aquellos que pueden resonar en la dirección del eje. Ello es posible únicamente para aquellas longitudes de onda que en un recorrido completo del resonador, $2d$, avanzan un número entero de longitudes de onda, $n\lambda$. (*Figura 3.9*).

$$\lambda = \frac{2d}{n} \tag{3.7}$$

Cada modo longitudinal corresponde a una longitud de onda.

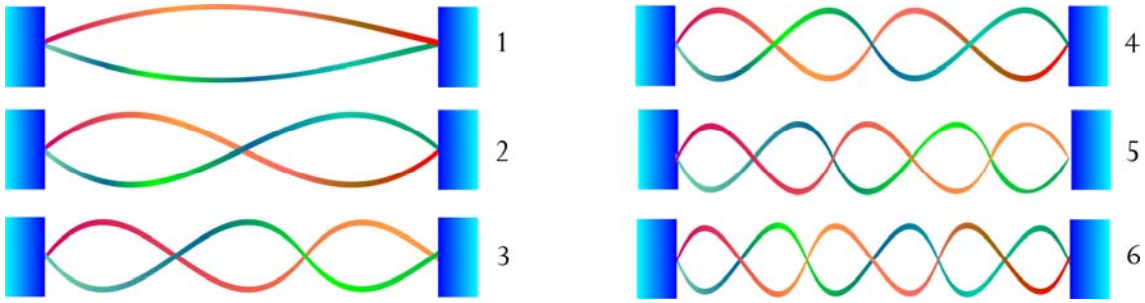


Figura 3.9. Algunos modos longitudinales posibles dentro de una cavidad resonante

Las longitudes de onda asociadas a los fotones que se emiten en una transición del medio activo no son infinitamente precisas, sino que siguen una determinada curva de ganancia que forma una estrecha banda centrada alrededor de los valores característicos del medio activo utilizado. La separación entre dos modos adyacentes cualesquiera esta dada por *Δf*:

$$\Delta f = \frac{c}{2d} \tag{3.8}$$

Donde c es la velocidad de la luz.

En cada una de las bandas centradas sobre las longitudes de onda correspondientes a las transiciones de un medio activo, podemos encontrar gran cantidad de modos axiales característicos de un determinado resonador, que son los que pueden ser amplificados en el mismo (*Figura 3.10*)

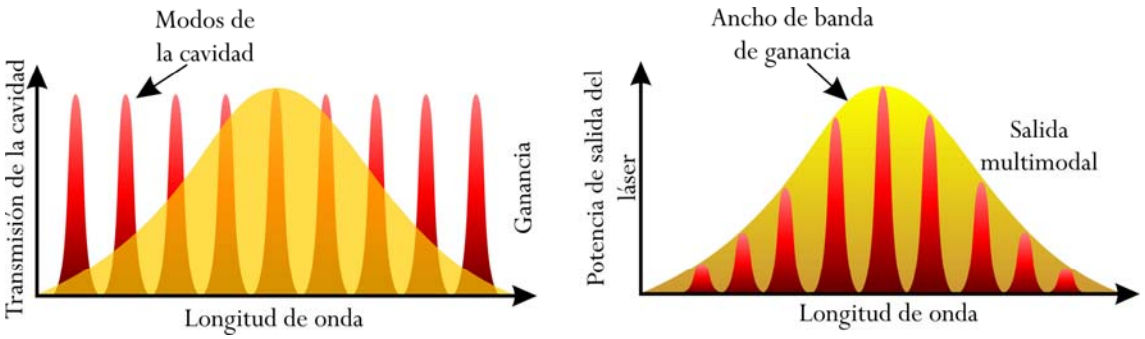


Figura 3.10. Modos de la cavidad resonante y curva de ganancia.

Existen medios activos que presentan varias líneas en su espectro de emisión de luz cualquiera de los cuales puede servir para producir radiación láser. También puede suceder que una línea sea muy ancha, o que varias líneas queden solapadas formando una sola. En todos estos casos, puede suceder que el láser emita simultáneamente varias de las longitudes de onda propias del resonador y del medio activo. En el caso de que existan líneas suficientemente separadas, el resonador puede diseñarse para que seleccione una de ellas, escogiéndose espejos adecuados para la longitud de onda seleccionada, pero que posean un bajo coeficiente de reflexión para las demás.

3.2.5.2 MODOS TRANSVERSALES.

Los modos transversales son los más importantes ya que son los que determinan la distribución de potencia del haz. Al hacer un corte perpendicular del haz a la salida del resonador se observa que la distribución de potencia no es uniforme sino que corresponde a unas configuraciones establecidas denominadas modos transversales o modos espaciales del haz. Estas distintas configuraciones son el reflejo de la onda estacionaria que está generándose dentro del resonador, por lo tanto, el modo que se obtenga es una de las posibles soluciones para la onda estacionaria dentro del resonador.

Los modos espaciales se designan mediante la notación TEM_{mn}, donde m y n son números naturales que indican la distribución de nodos de la onda estacionaria. Las siglas TEM indican que los campos eléctrico y magnético son transversales al eje que une los dos espejos. El significado de los subíndices m y n dependerá de la simetría del resonador utilizado [2,5-8].

En un resonador con simetría rectangular, m y n serán, respectivamente, el número de nodos en la dirección del eje x y y (*Figura 3.11*). La intensidad en el punto (x, y) esta dada por:

$$I_{mn}(x,y) = I_0\left[H_m\left(\frac{\sqrt{2}x}{\omega}\right)e^{\left(\frac{-x^2}{\omega^2}\right)}\right]^2\left[H_n\left(\frac{\sqrt{2}y}{\omega}\right)e^{\left(\frac{-y^2}{\omega^2}\right)}\right]^2 \qquad (3.9)$$

Donde $H_m(x)$ y $H_n(x)$ son polinomios de Hermite de orden m y n, respectivamente.

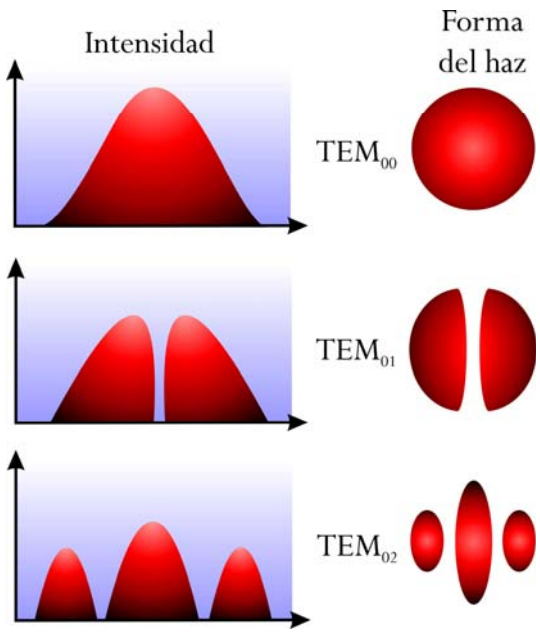


Figura 3.11. Modos transversales eléctrico y magnético.

Frecuentemente, el modo espacial que se obtiene de un resonador es la combinación de varios de ellos y, además, se ve afectado por la difracción que producen los espejos y el confinamiento propio del medio activo.

Aunque algunos resonadores estables, especialmente los que están diseñados para alta potencia, operan en uno o más de los modos de orden más alto, es preferible que esas oscilaciones sean eliminadas. El modo fundamental espacial TEM_{00} tiene su máxima intensidad coincidente con el eje del láser. Posee una distribución de intensidad gaussiana y presenta menos perdidas por difracción, además, es el que presenta una mayor densidad de energía, así como una menor divergencia. Debido a estas características, la mayoría de los láseres trabajan fundamentalmente en el modo TEM_{00}.

Los modos con m y n mayor a cero presentan lóbulos en la dirección vertical y la horizontal; en general hay $(m+1)(n+1)$ lóbulos presentes en el diseño del modo transversal (*Figura 3.12*)

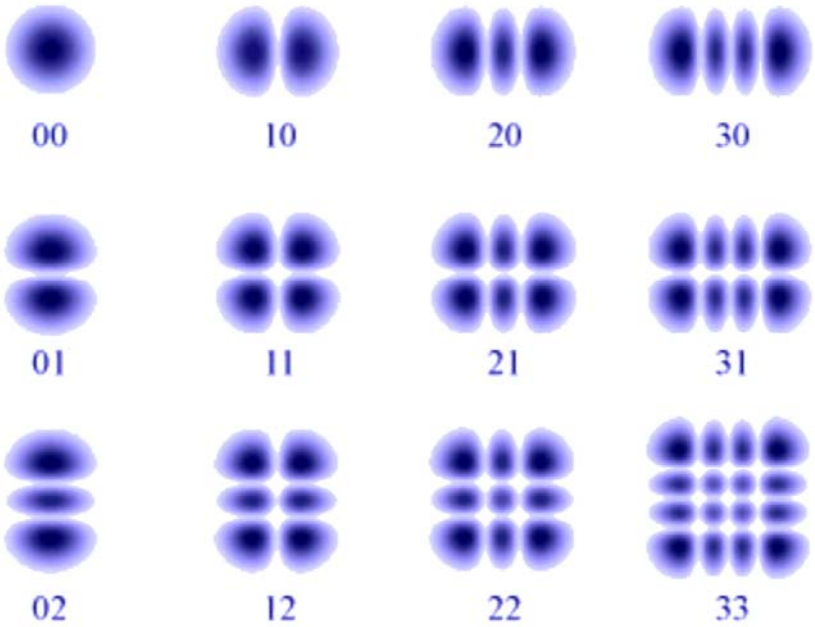


Figura 3.12. Modos TEM rectangulares

En un láser con simetría cilíndrica, los diseños de los modos transversales son descritos por una combinación de un perfil gaussiano con un polinomio de Laguerre. Los modos son denotados como TEM_{pl} donde p y l son enteros que representan el orden radial y angular, respectivamente. La intensidad en el punto (r, φ) (en coordenadas cilíndricas), desde el centro, esta dada por [3, 7]:

$$I_{pl}(r,\varphi) = I_0 \eta^l \left[L_p^l(\eta)\right]^2 \cos^2(l\phi) e^{-\eta} \tag{3.10}$$

Donde, $\eta = 2 \cdot r^2 / w^2$ y L^l_p es el polinomio de Laguerre asociado de orden p e índice l; w es el tamaño del punto del modo correspondiente al radio del rayo gaussiano.

Con $p=l=0$, el modo TEM_{00}, corresponde exactamente al modo fundamental que se tiene en la simetría rectangular. Cuando se incrementa p, los modos presentan anillos concéntricos, y al incrementar l, los modos muestran lóbulos angularmente distribuidos. En general hay $2(p+1)$ puntos en el diseño de los modos (excepto para $l=0$). El modo TEM_{01^*}, también llamado modo de dona, es un caso especial que esta formado por la superposición de dos modos TEM_{01}, rotados 90° uno con respecto al otro. El tamaño del modo esta determinado por el radio del rayo gaussiano w. Sin embargo, los modos conservan su forma durante la propagación (Figura 3.13) [3, 7].

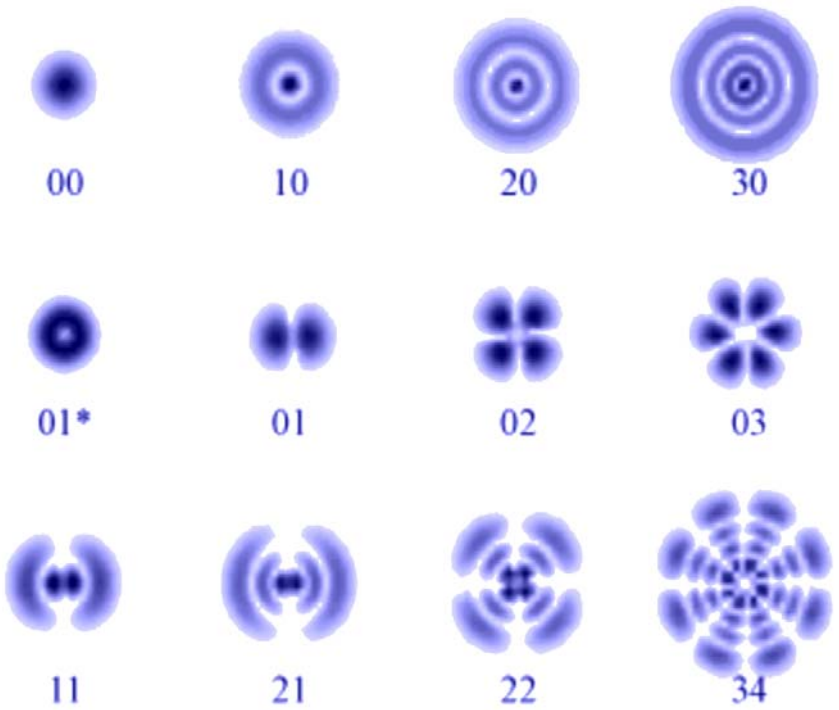


Figura 3.13. Modos TEM cilíndricos.

3.3 DIODOS LÁSER [1].

Un diodo láser es aquél cuyo medio activo es un semiconductor. El tipo más común de diodo láser está formado por una unión *p*-*n* y su mecanismo de bombeo es a través de una corriente eléctrica inyectada.

Como muchos otros dispositivos semiconductores, se forma dopando una capa delgada de un cristal. El cristal se dopa para producir una región *n* y una *p* (*Figura 3.14*).

Como ocurre con los diodos, cuando esta estructura es alimentada, se inyectan huecos de la región *p* dentro de la región *n*, donde los electrones son los principales portadores. Análogamente, los electrones de la región *n* son inyectados en la región *p*, donde abundan los huecos.

Cuando se juntan un electrón y un hueco en la misma región, se recombinan produciendo una emisión espontánea, es decir, el electrón reocupa el nivel energético del hueco, emitiendo un fotón

con energía igual a la diferencia entre los estados del hueco y el electrón involucrados. Estos electrones y huecos inyectados constituyen la corriente de inyección del diodo, y la emisión espontánea le da al diodo láser propiedades similares a un LED cuando está por debajo de su umbral para producir actividad láser.

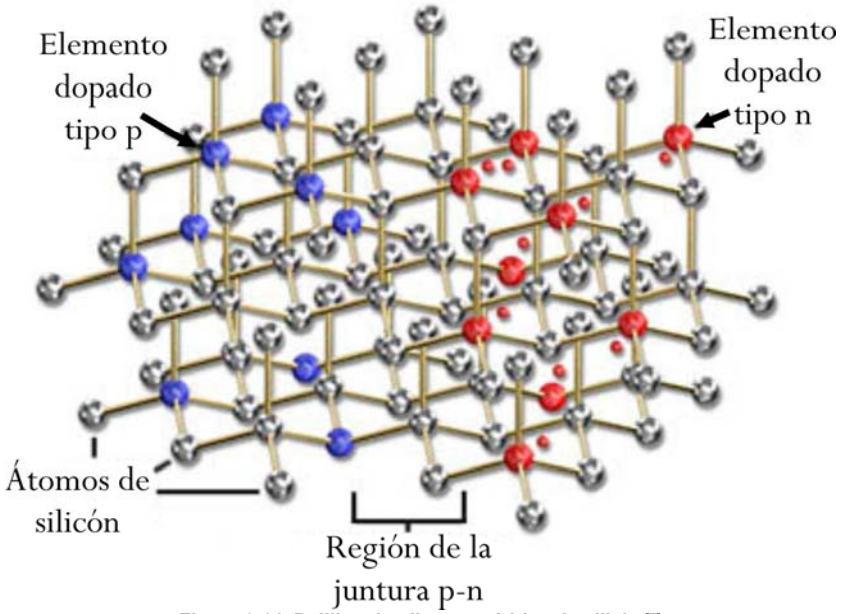


Figura 3.14. Rejilla cristalina tetraédrica de silicio.[7]

La emisión espontánea es necesaria para iniciar la oscilación láser, pero es una fuente de ineficiencia una vez que el láser está oscilando.

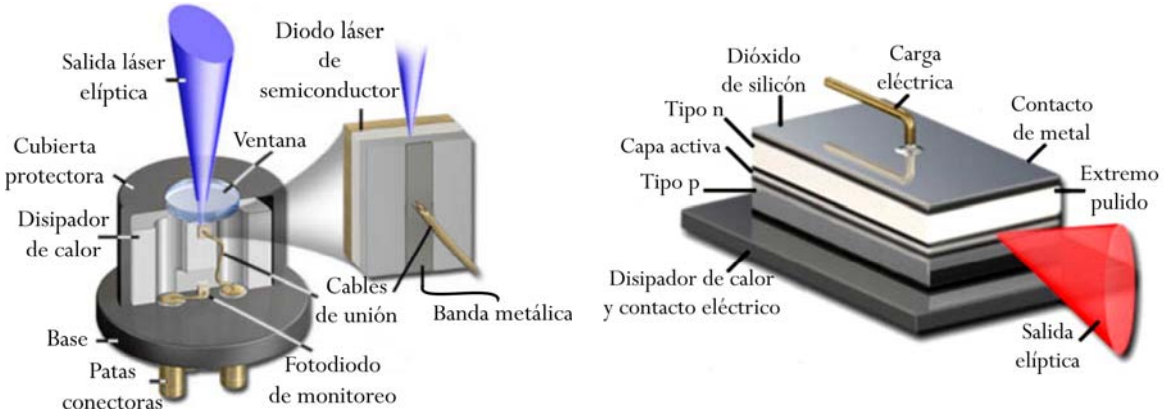


Figura 3.15. Diodo láser de semiconductor.

En circunstancias apropiadas, el electrón y el hueco pueden coexistir en la misma área por cierto tiempo (algunos microsegundos) antes de recombinarse. Entonces un fotón con energía igual a la de la recombinación puede provocar una emisión estimulada. Esto genera un fotón con la misma frecuencia, que viaja en la misma dirección, con la misma polarización y fase que el primer fotón. Esto significa que la emisión estimulada causa ganancia en una onda óptica en la región de inyección y que la ganancia se incrementa de acuerdo al número de electrones y huecos que sean inyectados.

Como en otros láseres, la región de ganancia está rodeada por una cavidad óptica. En un diodo láser simple, se produce una guía de onda óptica en la superficie del cristal, de forma que la luz sea confinada prácticamente en una línea delgada. Los dos extremos del cristal se pulen y son colocados de forma paralela, para formar un resonador Fabry-Perot.

Muchas propiedades de los diodos láser están determinadas por la geometría de la cavidad óptica. Generalmente, en dirección vertical, la luz es contenida en una capa delgada y la estructura mantiene solo un modo óptico en la dirección perpendicular a las capas. En dirección lateral, si la guía de onda es ancha en comparación con la longitud de onda de la luz, entonces la guía de onda puede soportar varios modos ópticos laterales y el láser es conocido como multimodal.

La longitud de onda emitida es función de la banda de transición del semiconductor y los modos de la cavidad óptica. En general, la ganancia máxima ocurre para fotones con energía ligeramente más alta a la de la banda de transición, y los modos que están más cerca al pico de ganancia. Varios diodos láser, como la mayoría de los que emiten en el visible, operan en una longitud de onda única, pero esa longitud de onda es inestable y cambia con las fluctuaciones de corriente o de temperatura, es decir: $\lambda = \lambda(I, T)$

3.4 EFICIENCIA DE LOS LÁSERES [2].

Los láseres son ineficientes por naturaleza, su eficiencia promedio es muy baja para los estándares eléctricos, aunque es comparable con la de otras fuentes de luz. Los láseres comerciales típicos convierten aproximadamente del 0.001% al 20% de la energía suministrada en energía láser.

En algunos sistemas con una transición de energía alta, se pierde gran cantidad de energía solo para elevar los átomos al nivel de energía superior. La excitación, ya sea eléctrica u óptica, no es 100% eficiente, ya que existen muchas perdidas debidas a la configuración del resonador y otras inherentes a la cavidad óptica.

Todos estos grandes factores, y otros de menor relevancia que no fueron mencionados, limitan seriamente la eficiencia de los láseres.

3.5 LÁSERES EN MEDICINA [8].

Las primeras publicaciones acerca de la terapia láser de baja energía (llamada bioestimulación láser) aparecieron aproximadamente hace 30 años. Desde entonces se han publicado más de 2,000 estudios sobre este tema controversial. Ahora, la terapia láser de baja potencia es considerada parte de la fisioterapia (para tratar una gran variedad de dolores músculoesqueléticos agudos y crónicos), la odontología (en tejidos inflamados y para curar diversas ulceras), la dermatología (para tratar edemas, ulceras, quemaduras y dermatitis), la reumatología (para aliviar el dolor y tratar inflamaciones crónicas y enfermedades autoinmunes) y de una gran cantidad de especialidades. La terapia láser también es usada en veterinaria, medicina del deporte y clínicas de rehabilitación (para reducir la inflamación y los hematomas, aliviar el dolor, mejorar la movilidad y tratar lesiones de tejido suave). Los láseres se aplican directamente en las áreas respectivas (heridas o el sitio de la lesión) o en varios puntos del cuerpo (puntos de acupuntura, puntos de excitación muscular).

El elevado precio del láser y sus accesorios hace que la cirugía con láser se efectúe solamente cuando es absolutamente necesario, aunque su uso tiende a aumentar de manera constante. Las aplicaciones más exitosas del láser en cirugía son los siguientes:

a) Cirugía ginecológica.
b) Operaciones de la garganta y del oído.
c) Cirugía oftalmológica.
d) Destrucción de úlceras hemorrágicas.

e) Cicatrización rápida de heridas

f) Cirugía de tumores cancerosos

3.6 INTERACCIÓN DEL LÁSER CON LOS TEJIDOS.

Las dos formas más importantes de interacción de la luz con el tejido durante un tratamiento láser son la absorción y la dispersión. Esto se ha estudiado a nivel molecular y macromolecular. La absorción induce una conversión de luz a otro tipo de energía (principalmente calor). La cual depende de la concentración de moléculas receptoras de luz tales como aminoácidos, citocromos, cromóforos y agua. Cada una de estas moléculas interactúa con la luz a diferentes longitudes de onda. También ocurre dispersión durante la terapia láser y es considerada como un cambio en la dirección de propagación de la luz debido a las diferentes formas de las biomoléculas y a las variadas configuraciones de las interfaces entre los tejidos (*figura 3.16*).

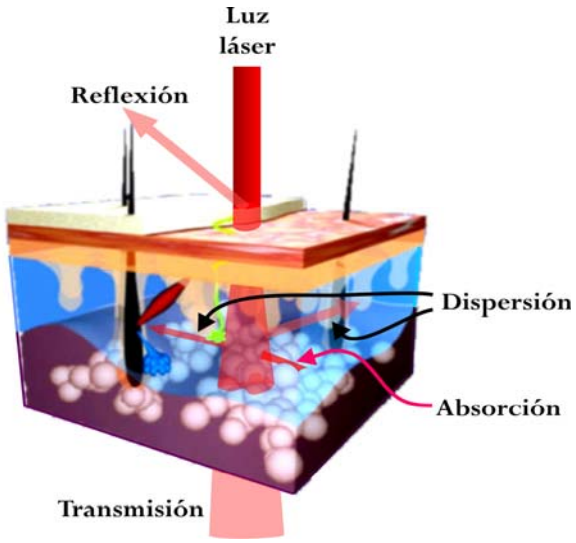


Figura 3.16. Interacción de la luz láser en las diferentes capas de la piel

Durante la última década, se descubrió que la radiación láser de baja potencia tiene efectos estimulantes en el tejido óseo, en sistemas biológicos microscópicos (proliferación celular y expresión genética) y macroscópicos. Para poder entender los efectos de la terapia láser, se necesita establecer sus mecanismos de acción en las células. Algunos estudios han mostrado que las porfirinas y los citócromos, los fotorreceptores naturales de la célula, son los mayores contribuyentes a la interacción láser-tejido [7-11]. Las porfirinas y los citócromos absorben la luz dentro de la célula, lo que resulta en la producción de iones de oxigeno simple. Este oxigeno estimula la

actividad redox en la mitocondria, lo cual aumenta la producción de ADN, el flujo de iones de calcio dentro del citoplasma, lo que causa un aumento en la mitosis y por lo tanto en la proliferación celular [12].

Además de los efectos mencionados, también la terapia láser puede [13]:

- Incrementar la vascularidad (circulación), incrementando la formación de nuevos capilares, que son adicionales a los vasos sanguíneos que reemplazan a los dañados. La presencia de nuevos capilares acelera el proceso de curación, trayendo más oxigeno y nutrientes necesarios para la curación y llevandose productos de desecho fuera de las células.
- Estimula la formación de colágeno. El colágeno es la proteína más abundante en el cuerpo y es esencial para reparar el tejido dañado y reemplazar el tejido viejo. Es la sustancia que mantiene a las células unidas y tiene un alto grado de elasticidad. Incrementando la producción de colágeno se produce menos tejido queloide en el sitio dañado.
- Estimula la liberación de adenosin trifosfato (ATP). El ATP es el máximo portador de energía de las células. Aumentos en la producción de ATP permite que las células acepten nutrientes y que se liberen de sus productos de desecho más rápido, incrementando, así, el nivel de energía de la célula.
- Incrementa la actividad del sistema linfático, que es el sistema de defensa. Investigaciones han demostrado que el diámetro de los vasos linfáticos y el flujo del sistema linfático se puede elevar al doble con el uso de terapia láser, además de que el diámetro de las venas y las arterias también se puede incrementar, ayudando a disminuir la hinchazón.
- Incrementa la síntesis de ARN y ADN. Esto ayuda a que las células dañadas sean reemplazadas regularmente.
- Reduce la excitabilidad del tejido nervioso. Los fotones entran al cuerpo y se comportan como si fueran iones negativos. Esto hace que se liberen iones de calcio, junto con otros, al área que esta siendo tratada. Estos iones ayudan a inhibir los nervios por lo que se elimina el dolor.
- Estimula la actividad fibroblástica que ayuda en el proceso de reparación. Los fibroblastos son capaces de formar fibras de colágeno.

- Incrementa la fagocitosis, que es el proceso de barrido para la ingesta de células muertas o degeneradas por células fagocitas para el proceso de limpiado. Este es un aspecto importante para evitar que haya infecciones. La destrucción de infecciones y la limpieza deben ocurrir antes de que el proceso de curación se pueda dar.
- Estimula la protección del tejido granulado y tejido conectivo; que son parte del proceso de curación de heridas, ulceras o inflamaciones
- Estimula la liberación de acetilcolina, la cual causa inhibición cardiaca, vasodilatación, perístasis gastrointestinal y otros efectos parasimpáticos

BIBLIOGRAFÍA

1. Kenneth, R; Spring Thomas, J; Feller & Michael, W; Davidson, *"Introduction to lasers"*, micro.magnet.fsu.edu/primer/lightandcolor/laserintro.html
2. Hecht, J, The laser guidebook, ed. McGraw Hill Book Company, 1986, pags.18-36
3. Bachs, L; Cuesta, J; Carles, N., Aplicaciones industriales del láser, ed. Marcombo Boixareu editores, 1988, pags. 9-32.
4. Hitz, B; Ewing, J. J.; Hecht, J., Introduction to laser technology, ed. IEEE Press Editorial Board, 3ª edición, 2001, pags. 75-111.
5. Das, P., Lasers and optical engineering, ed. Springer-Verlag, 1991, cap. 3, pags. 187-235.
6. Verdeyen, J. T., Laser electronics, ed. Prentice may, 1981.
7. Wikipedia, the free encyclopedia, www.wikipedia.org.
8. omega.ilce.edu.mx:3000/sites/ciencia/volumen2/ciencia3/084/htm/sec_7.htm
9. Tuchin, V. V., *"Light scattering study of tissues"*, Physics Uspekhi, 1997, 40(5), 495-515
10. Drezek,, R; Dunn, A; Richards-Kortum, R, *"Light scattering from cells, finite-diference Time-domain simulations and goniometrics measurements"*, Applied Optics, 1999, 38(16), 3651-3661.
11. Lin, W.C.; Motamedi, M.; Welch, A. J., *"Dinamics of tissue optics during heating of turbid media"*, Optics, 1996, 35(19), 3413-3419.
12. Yu A.; Vladimirov, A. N.; Osipov, G. I.; Klebanov, *"Photobilogical principles of therapeutic applications of laser radiation"*, Biokhimiya, vol. 69, No. 1, 2004, pp.103-113.
13. Martin, R., *"Laser-accelerated inflammation/pain reduction and healing, practical pain management"*, nov-dec 2002, pp. 20-24.

4. DISEÑO, MODELADO Y CONSTRUCCIÓN DEL SISTEMA.

En capítulos anteriores hemos presentado las bases teóricas que debemos tomar en cuenta para diseñar, modelar y construir un sistema que permitirá aplicar la terapia de campos magnéticos pulsados en conjunto con la terapia láser con el propósito de acelerar la consolidación ósea.

4.1 MÉTODO DE DISEÑO.

Para lograr lo indicado en el párrafo anterior, se propone un sistema que cumpla estructuralmente con lo planteado en el diagrama de bloques mostrado en la Figura 4.1. Este diagrama ejemplifica a manera conceptual, las partes que conforman el sistema a diseñar.

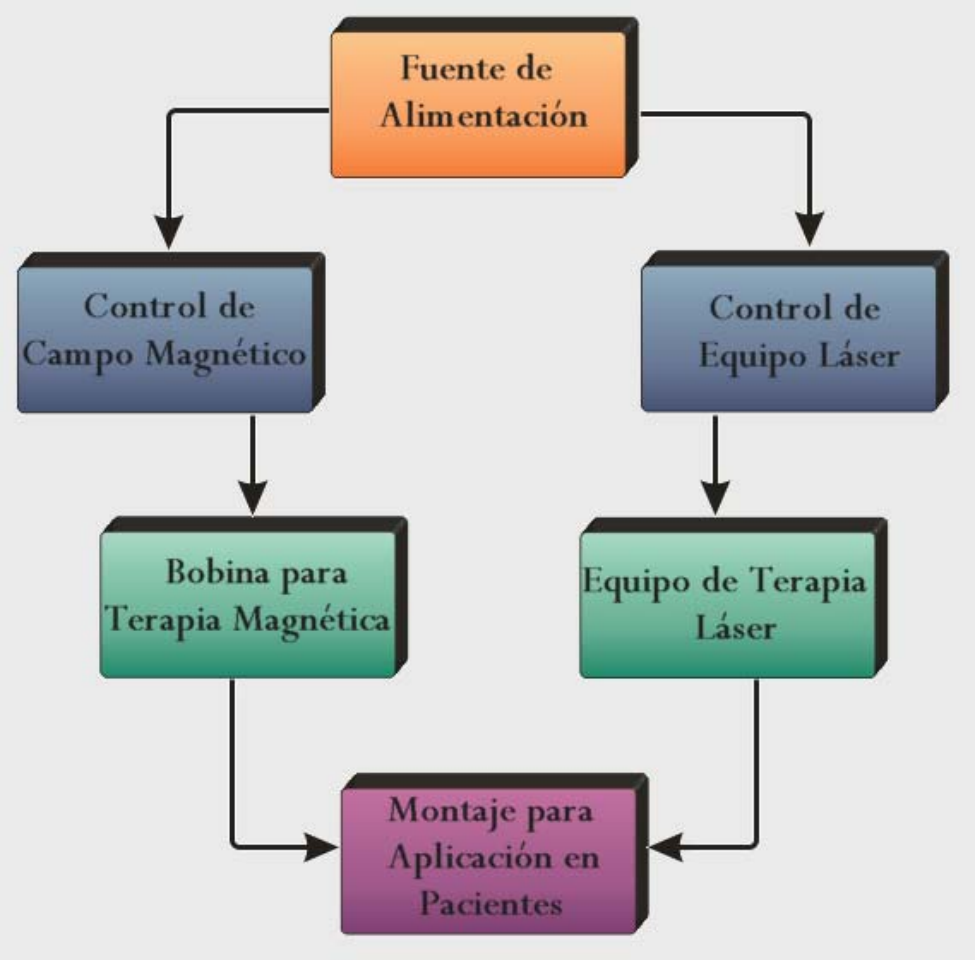


Figura 4.1 Diagrama de bloques descriptivo para el sistema.

Es muy importante, en todo sistema eléctrivo-electrónico, que la fuente de alimentación sea adecuada para proporcionar la energía necesaria para un funcionamiento óptimo; sin embargo, no es posible

diseñar la fuente sin conocer las condiciones de operación que el sistema requiere, es por ello que el diseño estará conformado por los siguientes módulos::

1. Sistema generador de Campos Magnéticos Pulsados.
2. Sistema de control del Láser.
3. Fuente de alimentación.

4.2 TERAPIA DE CAMPOS MAGNÉTICOS PULSADOS [1].

El sistema generador de Campos Magnéticos está conformado por dos etapas, una que generará el campo y otra que lo controlará, las cuales se estudian a continuación.

Un tratamiento eléctrico se puede aplicar de diferentes formas *(Tabla 4.1)*, lo que implica que los mecanismos de estimulación del hueso fracturado también cambien, dependiendo de la técnica que se esté usando. Por ejemplo, cuando se usan electrodos implantados, se da una serie de fenómenos electroquímicos en la superficie de los electrodos, que hace que el hueso empiece a crecer a partir de estos; a diferencia de electrodos superficiales en la piel o inducción electromagnética, que inducen un flujo puro de corriente a lo largo de la fractura cuando se usan.

Métodos	Características
Invasivos	*Implantación de electrodos con su fuente de energía (lo que requiere de un segundo procedimiento quirúrgico para retirar la fuente de energía, por lo que es doblemente invasivo).*
Semi-invasivos	*Inserción percutánea de los electrodos, con fuente de energía externa.*
No invasivos	*Electrodos superficiales en la piel.* *Inducción electromagnética.*

Tabla 4.1. Métodos de estimulación y características principales.

Un método no invasivo, que representa una gran ventaja en términos de la seguridad del paciente y su conveniencia, es posible mediante el uso de campos magnéticos pulsados. Estos campos se producen por medio de dos bobinas montadas sobre la escayola o sobre la piel en posiciones

opuestas. Así, el campo magnético pulsado induce pequeñas corrientes variables en el tiempo dentro del tejido *(Figura 4.2)*, que son similares a las que genera el hueso en respuesta a deformaciones. Estas corrientes ayudan en la mineralización del hueso que ha sufrido una fractura, lo que resulta en una unión ósea.

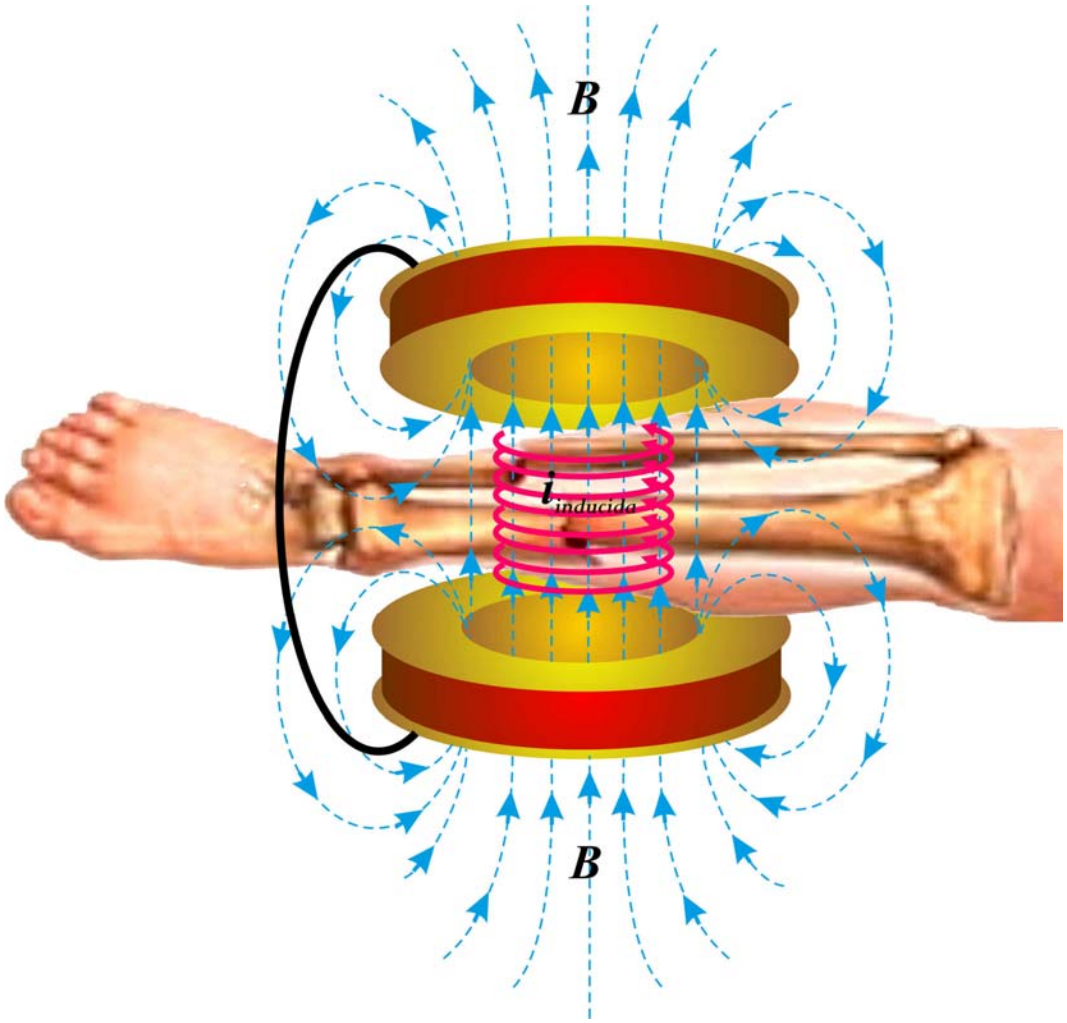


Figura 4.2. Campo magnético generado por un par de bobinas opuestas y las corrientes inducidas dentro del hueso.

La magnitud de estas corrientes inducidas en cualquier instante es proporcional a la razón de cambio del campo magnético, pero no a su valor absoluto. Por lo que, para incrementar las corrientes inducidas, el campo magnético aplicado debe variar rápidamente.

Bassett [2] fue el primero en estudiar los efectos de los campos magnéticos a través de osteotomías fibulares en perros. Él utilizó un par de bobinas en cada lado de la pierna para que el eje del campo magnético cruzara lateralmente el sitio de la fractura.

La configuración utilizada en la mayoría de los artículos consultados es similar a la utilizada por Bassett y es conocida como bobina de Helmholtz, en honor al físico y médico *Hermann Ludwing Ferdinand von Helmholtz,* quien a mediados del siglo XIX realizó un estudio acerca de la velocidad de transmisión de los pulsos eléctricos y los efectos magnéticos en tejidos.

4.2.1 DESCRIPCIÓN DE LA BOBINA DE HELMHOLTZ

Una bobina de Helmholtz consiste de dos bobinas circulares de radio R y separadas por una distancia igual a su radio (*Figura 4.3*). Si ambas espiras tienen un número de vueltas, N, y por ambas espiras circula una corriente I (en el mismo sentido), se tiene que el campo magnético en el centro de las espiras es constante dentro de un volumen de radio R [3].



Figura 4.3. Bobina de Helmholtz

El campo magnético $\vec{B}$ del sistema planteado es resultado de la suma de los campos magnéticos debidos a la corriente que circula en cada una de las espiras que conforman la bobina de Helmholtz. Para explicar mejor el comportamiento del campo $\vec{B}$, conviene realizar un análisis geométrico en el que la dirección del campo magnético coincide con el eje *z (Figura 4.4)*.

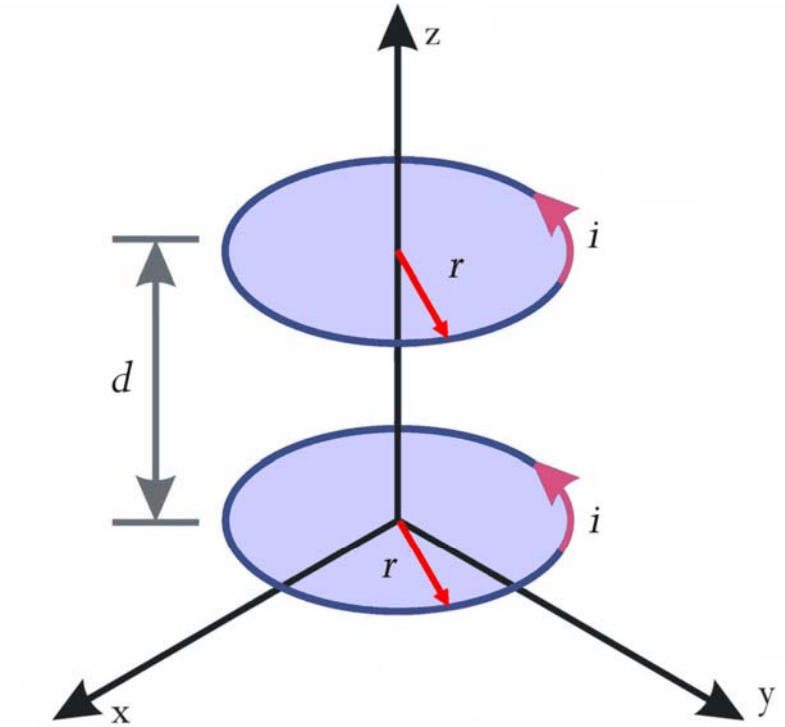


Figura 4.4 Esquema de una bobina de Helmholtz sobre un plano cartesiano.

En dicha figura:

- d es la distancia entre las espiras.
- r es el radio de las espiras.
- i es la corriente que circula en cada espira y su dirección indica que el campo magnético $\vec{B}$ va en dirección hacia el eje z.

Ya explicamos que la bobina de Helmholtz es un sistema con dos bobinas circulares similares, por lo que basta realizar el análisis de una de ellas para poder obtener el campo total. Por comodidad se selecciona la que coincide con el plano xy (*Figura 4.5*). Determinamos entonces el campo magnético sobre un punto ubicado en el eje z por ello se señalan los vectores involucrados como se señaló el en capítulo 2 de este trabajo.

Para la figura 4.5 tenemos que, partiendo de la ley de Biot-Savart empleada para el cálculo del campo magnético debido a una espira circular (*Ecuación 2.7*), la diferencial de campo magnético para la espira que hemos ubicado en el origen del plano, se puede obtener como:

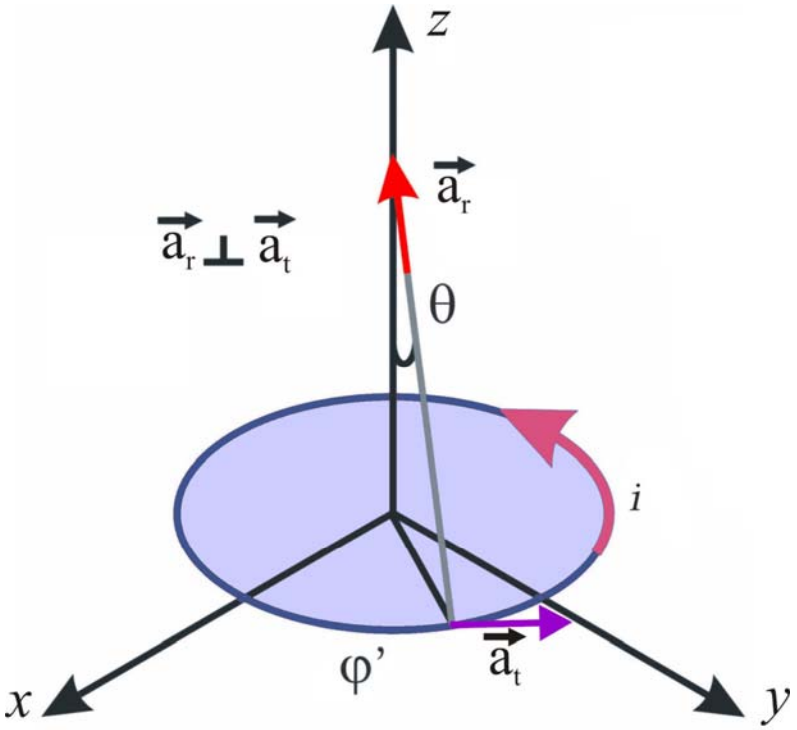


Figura 4.5 Representación vectorial para una espira de la bobina.

$$\vec{dB} = \frac{\mu_0 ni\,\vec{a}_t \times \vec{a}_r\, dl'}{4\pi R^2} = \frac{\mu_0 ni\,\vec{a}_t \times \vec{a}_r\, ad\varphi'}{4\pi\left(a^2 + z^2\right)} \tag{4.2}$$

Por simetría, el campo magnético B sólo depende de dB_Z,, por lo cual:

$$\vec{dB}_Z = \frac{\mu_0 ni\left|\vec{a}_t \times \vec{a}_r\right| a\ sen\theta\ d\varphi'}{a\pi\left(a^2 + z^2\right)} \vec{a}_Z \tag{4.3}$$

Debido a que $\vec{a}_t$ y $\vec{a}_r$ forman un ángulo de 90 º, la ecuación queda:

$$\vec{dB}_Z = \frac{\mu_0 \cdot n \cdot i \cdot a^2 \cdot d\varphi'}{4\pi\left(a^2 + z^2\right)^{3/2}} \vec{a}_Z \tag{4.4}$$

Integrando esta ecuación, queda entonces que:

$$\vec{B} = \frac{\mu_0 \cdot n \cdot i \cdot a^2}{4\pi\left(a^2 + z^2\right)^{3/2}} \cdot \vec{a}_Z \int_{\varphi'=0}^{2\pi} d\varphi' = \frac{\mu_0 \cdot n \cdot i \cdot a^2 \cdot \vec{a}_Z}{2\left(a^2 + z^2\right)^{3/2}} \tag{4.5}$$

Como estamos hablando de dos bobinas alineadas sobre el mismo eje, con las mismas condiciones de número de vueltas y corriente que circula en ellas, entonces el campo magnético sobre un punto en el eje es la suma de los dos campos:

$$\vec{B}_{TOT} = \vec{B}_1 + \vec{B}_2 \tag{4.6}$$

Entonces, la ecuación que representa al campo magnético para una bobina Helmholtz, es:

$$B(z) = \frac{\mu_0 \cdot i \cdot n \cdot r^2}{2}\left(\frac{1}{\left(r^2 + z_1^2\right)^{3/2}} + \frac{1}{\left(r^2 + z_2^2\right)^{3/2}}\right) \tag{4.7}$$

Donde z_1 y z_2 son las distancias que separan al punto de las bobinas *1* y *2*, respectivamente y *r* es el radio de las bobinas.

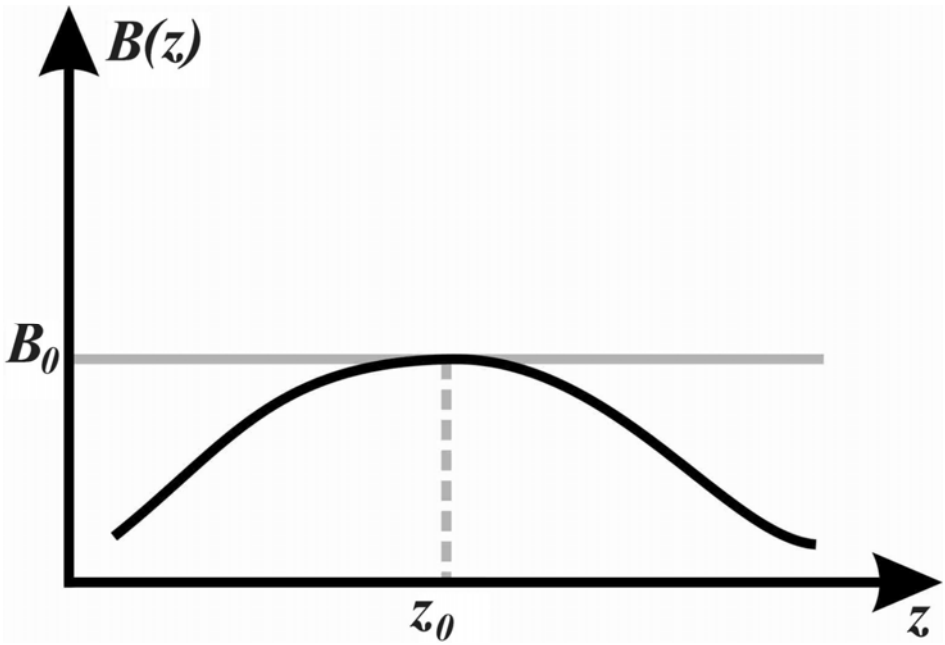


Figura 4.6 Gráfica para el campo magnético generado por una bobina de Helmholtz.

La ecuación (4.7) representa el campo magnético generado por la bobina de Helmholtz, el cual, de manera gráfica, muestra un comportamiento como el indicado en la figura 4.6. Donde z_0 es un punto ubicado sobre el eje, a la misma distancia de cada bobina, y B_0 es el campo magnético sobre el eje de referencia.

Aunque no es posible a simple vista ver las líneas de campo magnético ni su dirección en forma física en una bobina Helmholtz, por lo visto en el capítulo 2 de éste trabajo sobre solenoides, podemos describir el comportamiento de las líneas y señalar que el campo se comporta de una forma similar a la que se muestra en la figura 4.7.

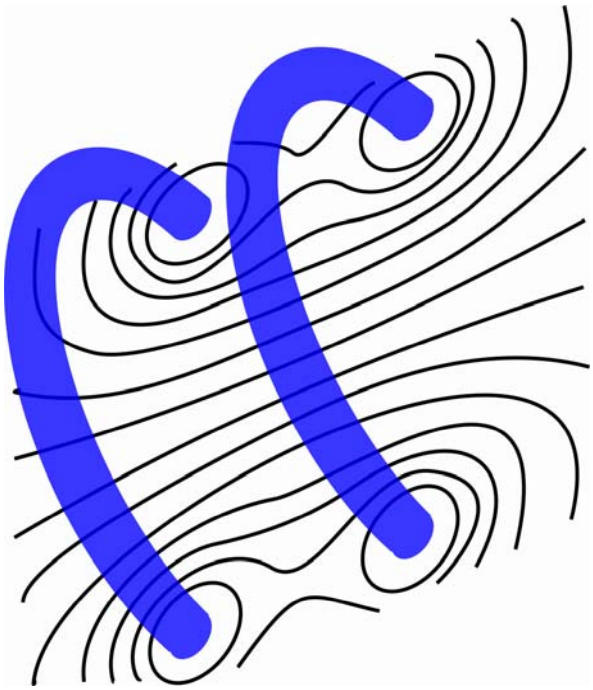


Figura 4.7 Comportamiento virtual del campo magnético debido a las bobinas de Helmholtz.

4.2.1.1 BOBINA PARA EL SISTEMA DISEÑADO.

La configuración que hemos elegido es similar a la bobina descrita anteriormente, con lo cual la ecuación (4.7) representa al campo magnético que utilizaremos y, en general, para todo tipo de bobinas de Helmholtz. Debido a requerimientos técnicos en torno al área que se desea abarcar, la bobina que emplearemos debe tener un cambio en la distancia que las separa. Por esta razón y empleando la ecuación (4.7), realizamos una sustitución geométrica para incluir el desplazamiento requerido, dado que la distancia no es igual al radio de las bobinas y por esto no cumple con la

especificación correspondiente a una bobina de Helmholtz. Entonces la ecuación que utilizaremos será:

$$B(z)=\frac{\mu_0 \cdot n \cdot i \cdot r^2}{2}\cdot\left(\frac{1}{\left(r^2+\left(\frac{r}{2}-z\right)^2\right)^{3/2}}+\frac{1}{\left(r^2+\left(\frac{r}{2}+z\right)^2\right)^{3/2}}\right) \tag{4.8}$$

Al hacer una investigación bibliográfica sobre artículos científicos [1-7] y de productos que ya están a la venta en torno al tratamiento con campos magnéticos pulsados, observamos que en la mayoría de los artículos, la magnitud de los campos magnéticos utilizados en consolidación ósea oscila entre 1 y 100 [$Gauss$], así también observamos que, los mejores resultados de estimulación se lograron en un rango de frecuencias que va de 15 a 60 [Hz] durante tiempos de tratamiento de entre 10 a 12 horas. Por ello se decidió utilizar un campo magnético con valor de 50 [$Gauss$], que equivalen a 5 [mT] y con una frecuencia de pulsos de 60 [Hz].

En la mayoría de los estudios, los pacientes que eran sometidos a la terapia habían sufrido fractura de tibia y/o peroné, por lo que se decidió construir una bobina para irradiar la pierna. Por lo tanto, se define el valor del radio de cada bobina como de 7.5 [cm], considerando que el área que se planea irradiar no sobrepasará los 15 [cm] de diámetro y que la distancia entre ambas bobinas será de 15 [cm].

Al tener una distancia entre las bobinas, mayor a su radio, se espera que la distribución del campo magnético generado entre ellas sea diferente a la mostrada en la figura 4.7. Así, al sustituir los valores definidos para las bobinas a utilizar en la ecuación 4.8 y variando la distancia z, se obtiene la grafica de la figura 4.8:

Para determinar el calibre del alambre a utilizar, y por lo tanto el valor de la inductancia requerida y de la resistencia de la bobina, nos basamos en la corriente que se necesita para suministrar el campo magnético deseado. Estos valores son de vital importancia para determinar el sistema de control que genera el campo magnético pulsado.

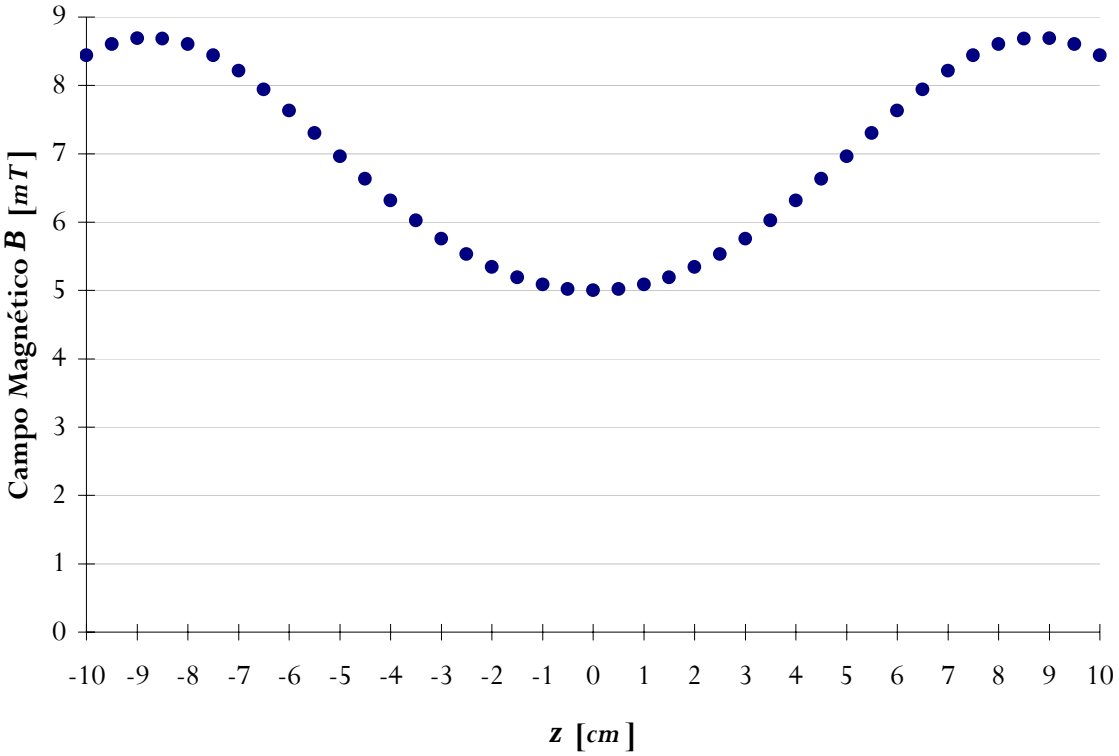


Figura 4.8. Grafica para el campo magnético generado por el arreglo por el arreglo de Helmholtz modificado

4.3 SISTEMA DE CONTROL DEL GENERADOR DE CAMPO MAGNÉTICO.

Necesitamos una serie de procesos para obtener el campo magnético pulsado que precisamos, dado que la corriente que sale de la fuente de alimentación es continua. Es decir, requerimos de un sistema que pueda pulsar de forma eficiente esa corriente continua a la frecuencia que se obtuvo de la revisión bibliográfica. Tras analizar los requerimientos que se solicitan, encontramos una configuración dentro de la electrónica de potencia, basada en convertidores.

4.3.1 DISEÑO DEL CONVERTIDOR.

Los convertidores son circuitos que convierten la potencia eléctrica de corriente y tensión determinada, a otra forma de corriente y tensión requerida por el usuario, tratando de que se pierda el mínimo de energía, lo cual resulta en un menor calor a disipar. La conversión DC/DC significa la obtención de una tensión continua con unas características determinadas a partir de otro nivel de tensión continua que no las posee.

Para los fines de este proyecto, se plantea el uso del convertidor DC/DC, conocido como *chopper*, recortador ó troceador. Éste convertidor trabaja únicamente con corriente continua, lo cual resulta conveniente y adecuado para nuestro sistema.

Debido a que sólo requerimos un sistema alimentado de la fuente a la carga, proponemos utilizar un *chopper* tipo "A", el cual se muestra en la figura 4.9.

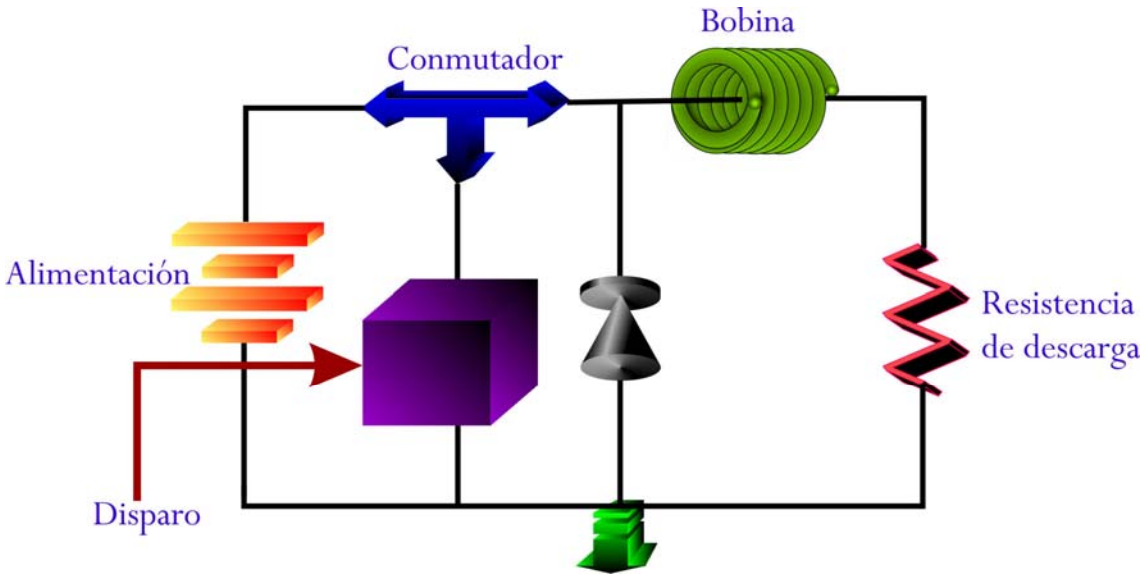


Figura 4.9. Circuito recortador ó *chopper* Tipo "A"

Debido a que el campo magnético que planteamos usar debe ser pulsado, utilizaremos el troceador ó *chopper* descrito, pero éste a su vez requiere un disparo para que el componente conmutador realice su función, es por ello debemos entonces diseñar un circuito que controle el disparo que requiere el conmutador para realizar el corte en el momento adecuado. Debido a que el campo magnético pulsado será constante en frecuencia, optamos por utilizar un oscilador astable, empleando un temporizador 555. Su configuración se muestra en la figura 4.10.

Éste circuito se configura utilizando componentes externos, como el condensador C que lleva el control de los intervalos de tiempo con los cuales oscilará el circuito, y la resistencia $R_A + R_B$ que inicialmente sirve como vía para la carga de C. Cuando el voltaje en este capacitor llega a un valor previamente establecido por el fabricante, comenzará la descarga vía R_B hasta que la tensión cumpla con la condición necesaria para el inicio de un nuevo ciclo de operación.

Las ecuaciones que describen matemáticamente la operación del circuito son:

$$f = \frac{1.44}{(R_A + 2 \cdot R_B) \cdot C} \tag{4.9}$$

$$\tau = \frac{R_A + R_B}{R_A + 2 \cdot R_B} \tag{4.10}$$

Siendo τ el ciclo de trabajo para la forma de onda del tren de pulsos.

Como observamos, las características de operación dependen exclusivamente de los componentes externos y son independientes de la alimentación.

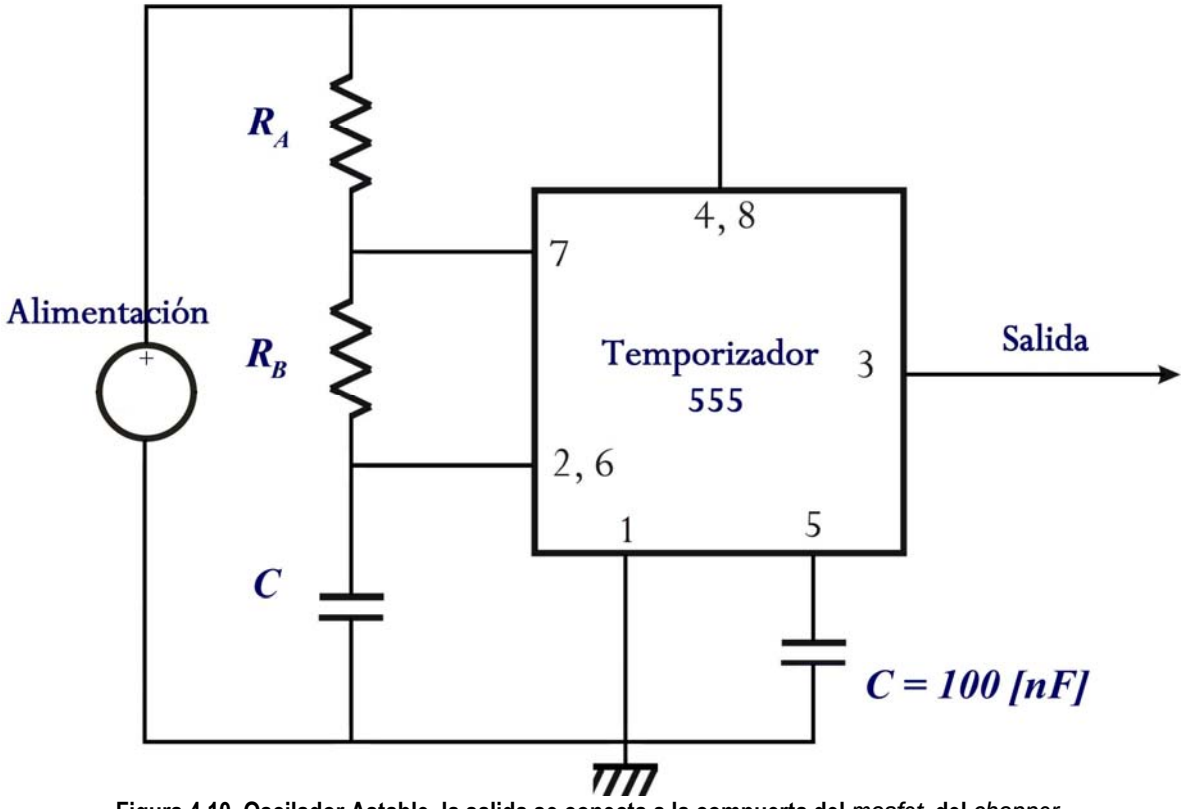


Figura 4.10. Oscilador Astable, la salida se conecta a la compuerta del *mosfet* del *chopper*.

La frecuencia máxima a la que se puede ajustar el circuito depende, de los retardos de propagación del comparador, *Flip-Flop* y el *TBJ* internos del temporizador 555; mientras que la frecuencia inferior

está determinada por los componentes externos, ya que para frecuencias muy pequeñas los componentes deben ser muy grandes.

El ciclo de trabajo siempre es mayor al 50%. Pero se puede obtener un ciclo de trabajo simétrico en el límite cuando $R_A \to R_B \Leftrightarrow R_A < R_B$, aunque si R_A es muy pequeña, tendremos mucho desperdicio de energía.

La salida del oscilador astable funciona como disparo para el conmutador, de tal manera que la alimentación de entrada del *chopper* se cortará a la frecuencia deseada, lo cual desencadena el campo magnético pulsado deseado.

4.4 EQUIPO PARA TERAPIA LÁSER.[8 – 10]

Al hacer una aplicación médica con láser, se deben tomar en cuenta dos parámetros para obtener los resultados deseados: la longitud de onda y la densidad de energía con la cual se irradia el tejido. La longitud de onda seleccionada va a depender de las propiedades ópticas del tejido a irradiar, ya que gracias a ésta se puede lograr que el láser penetre a la zona deseada.

Toda terapia con láser requiere de una dosis específica, la cual debe tomar en cuenta la potencia necesaria y el tiempo de aplicación para obtener buenos resultados.

4.4.1 SELECCIÓN DEL EQUIPO LÁSER.

El uso de láseres para terapia depende de la interacción de la luz con los tejidos. Existen varios tipos de interacciones dependiendo de la longitud de onda del láser, la naturaleza temporal del rayo (continuo o pulsado), la energía entregada y la naturaleza espacial del rayo (enfocada o no enfocada).

Cuando la luz incide en un material, ésta es parcialmente transmitida y parcialmente atenuada a lo largo del material. La atenuación es causada por tres diferentes procesos: reflexión, absorción y dispersión. La reflexión ocurre en la superficie de la muestra. La absorción se debe a los agentes colorantes dentro de la muestra y causa normalmente la presencia de calor. La dispersión hace que

la luz se esparza en diferentes direcciones. Todos estos efectos dependen de la longitud de onda de la luz incidente.

Por ello ahora nos enfocamos a señalar algunos parámetros que se deben tomar en cuenta y que varían dependiendo del tipo de tejido que se esté estudiando, los principales son [11-13, 26]:

El Coeficiente de Absorción (μ_a) es la fracción de luz que absorbe un tejido determinado para una longitud de onda dada.

El Coeficiente de Dispersión (μ_s) es la fracción de luz dispersada por unidad de distancia en un medio dado. Esto es debido a que los tejidos actúan como una lente que dispersa y descompone la luz hacia diferentes sentidos de propagación.

El Factor de Anisotropía (g) es de gran utilidad si tomamos en cuenta que no existe en todo el tejido zonas que tengan las mismas características geométricas, por ello la luz cambia constantemente sus propiedades y su dirección, dado que al pasar de un medio a otro, encuentra un nuevo índice de refracción, coeficiente de absorción, etc.

Una propiedad derivada de las anteriores y de mucha importancia es el Coeficiente de Absorción Efectivo (μ_{eff}), el cual toma en cuenta que, dentro de una misma muestra, las propiedades ópticas varían, ya sea por el factor de anisotropía, o bien porque interactúen diversos tejidos, ya sea piel, músculo o grasa; lo cual ocasiona que el coeficiente de absorción no sea del todo constante y presente variaciones durante la estimulación con el láser. Estas variaciones se representan como [14 – 16]:

$$\mu_{eff} = \sqrt{3 \cdot \mu_a \left[\mu_a + \mu_s (1 - g)\right]} \tag{4.11}$$

La cantidad de luz absorbida por un tejido es inversamente proporcional a la profundidad máxima, δ, alcanzada por el haz. Esta cantidad esta dada por:

$$\delta = \frac{1}{\mu_{eff}} \tag{4.12}$$

La profundidad de penetración está determinada por el tipo de tejido y la longitud de onda emitida por el sistema láser. Como otras formas de energía usadas en tratamientos clínicos como electricidad, calor y sonido, existe una atenuación de energía cuando pasa a través de los tejidos. Si se desea conocer la máxima intensidad de un haz láser en el área que se desea estimular, entonces se puede hacer uso de la ley de Beer-Lambert [17, 18], la cual explica que la amplitud del haz de luz incidente en un material cualquiera disminuye exponencialmente con respecto a la concentración del material y su grosor (*Figura 4.11*). Así, se muestra que:

$$I = I_o e^{-\mu_{eff} x} \tag{4.13}$$

Donde:

- x = Distancia en el tejido (lugar que se quiere estimular).
- I_o = Intensidad de la luz al incidir en un tejido.
- I = Intensidad de la luz resultante.

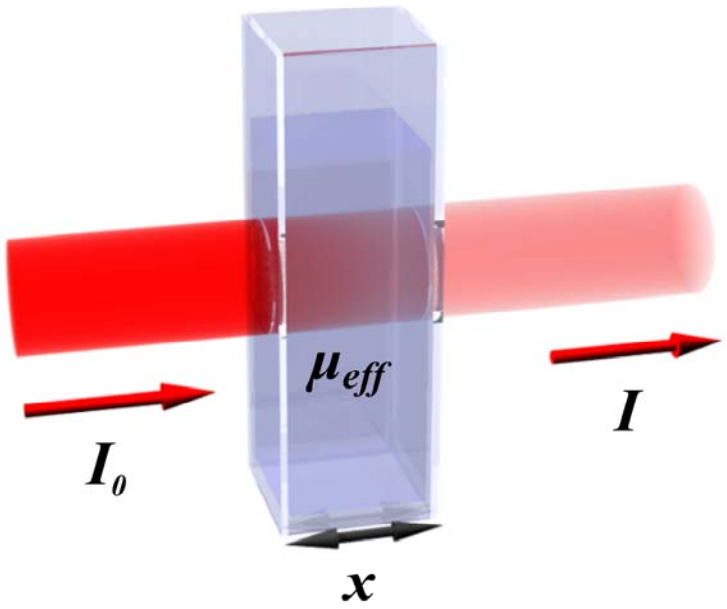


Figura 4.11. Captura de la luz transmitida en un tejido.

Debido a que solamente resulta práctico aplicar la ley de Beer-Lambert cuando se trata de sustancias o materiales homogéneos, para la selección de la longitud de onda y, por lo tanto, del láser a utilizar en materiales no homogéneos y tejidos biológicos, una opción es realizar un estudio fotoacústico sobre muestras de tejido.

El estudio fotoacústico consiste en irradiar una muestra de tejido (piel) con un haz de luz monocromático modulado a una longitud de onda determinada utilizando un espectrómetro fotoacústico (*Figura 4.12*). La región de la muestra iluminada produce calor debido a la absorción de la luz; este calor fluye hacia el aire que rodea a la muestra, lo que hace que se expanda y se contraiga a una frecuencia de 17 [Hz], que es la frecuencia de interrupción del chopper. Como resultado de esta acción se produce una onda termoacústica que se propaga y es detectada por un transductor acústico. La señal fotoacústica es enviada a un amplificador-modulador (SR-850) y posteriormente se procesa mediante una computadora. La amplitud es proporcional a la densidad de energía absorbida. [19].

La señal fotoacústica se normaliza con respecto a la señal del carbón, ya que es el elemento con el cual se calibra el equipo. Esto se hace automáticamente por computadora.

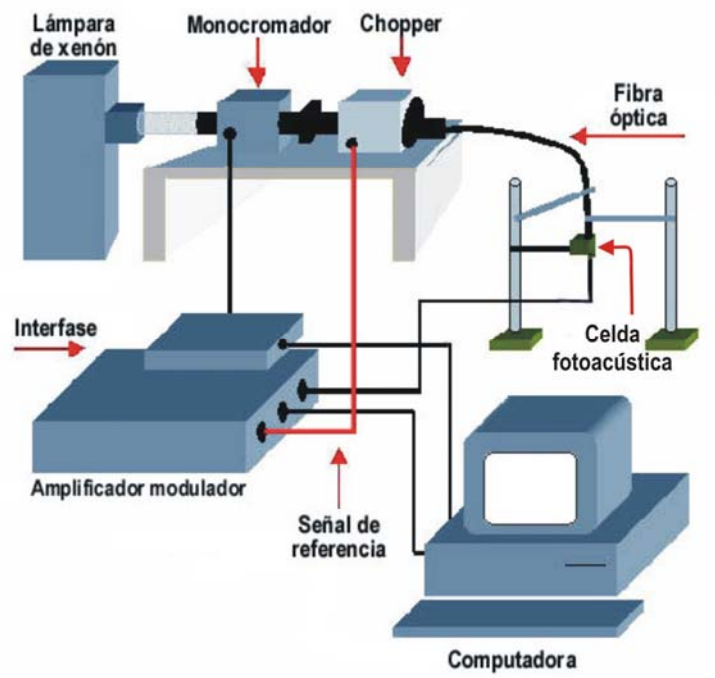


Figura 4.12. Equipo para hacer estudios fotoacústicos.

Una característica importante de esta técnica es que las muestras no requieren de una preparación especial, ni se necesitan reactivos para conservarlas; además, es posible obtener un espectro de absorción en el rango que se desee; solo basta con cambiar un filtro en el monocromador.

Para realizar el estudio fotoacústico se dispuso de muestras de piel de ratas Wistar de 350 [g], de conejos Nueva Zelanda de 3 [Kg] y de perros Rotweiller, Boxer y Mestizo, con un peso promedio de 16 [Kg], que estaban cada una en frascos con solución salina fisiológica al 9%. Las muestras de piel se rasuraron totalmente para evitar que el pelo influyera en el estudio. Después se cortaron en cuadrados de 3 [mm] de lado. Posteriormente se colocó el tejido en la celda fotoacústica, la cual es un cilindro de bronce. Los extremos del mismo se cubrieron con ventanas de cuarzo; por la parte superior incide la luz. Este cilindro se comunica al detector acústico por medio de una perforación muy pequeña.

La señal fotoacústica obtenida es proporcional al coeficiente de absorción del tejido, el cual se obtiene por medio de la siguiente formula [20]:

$$\mu_{eff} = \frac{a_s\left(q^2 + q\sqrt{2-q^2}\right)}{1-q^2} \tag{4.14}$$

Donde:

- a_s = $\sqrt{\frac{\pi f}{\alpha}}$ = Coeficiente de difusión térmica
- α = Difusividad térmica de la muestra 1.4 x 10^{-3} [cm^2/s]
- f = Frecuencia de modulación de la luz [Hz]
- q = Intensidad fotoacústica
- μ_{eff} = Coeficiente de absorción [cm^{-1}]

Así pues, sustituyendo los valores obtenidos de la señal fotoacústica, se tiene una grafica que representa los valores del coeficiente de absorción para un rango espectral (*Figura 4.13*).

De lo anterior podemos decir que si se conoce el espectro de absorción para un tejido en particular, entonces se puede pensar en el tipo de láser que se ha de utilizar. Por ejemplo, si el objetivo es una aplicación en la piel, entonces es posible usar alguno que esté en el espectro visible (de 400 a 700 [nm]) [21]. Para los fines de nuestro sistema y basados experimentos que han presentado resultados positivos, decidimos usar un diodo láser con longitud de 830 [nm] y potencia de 30 [mW].

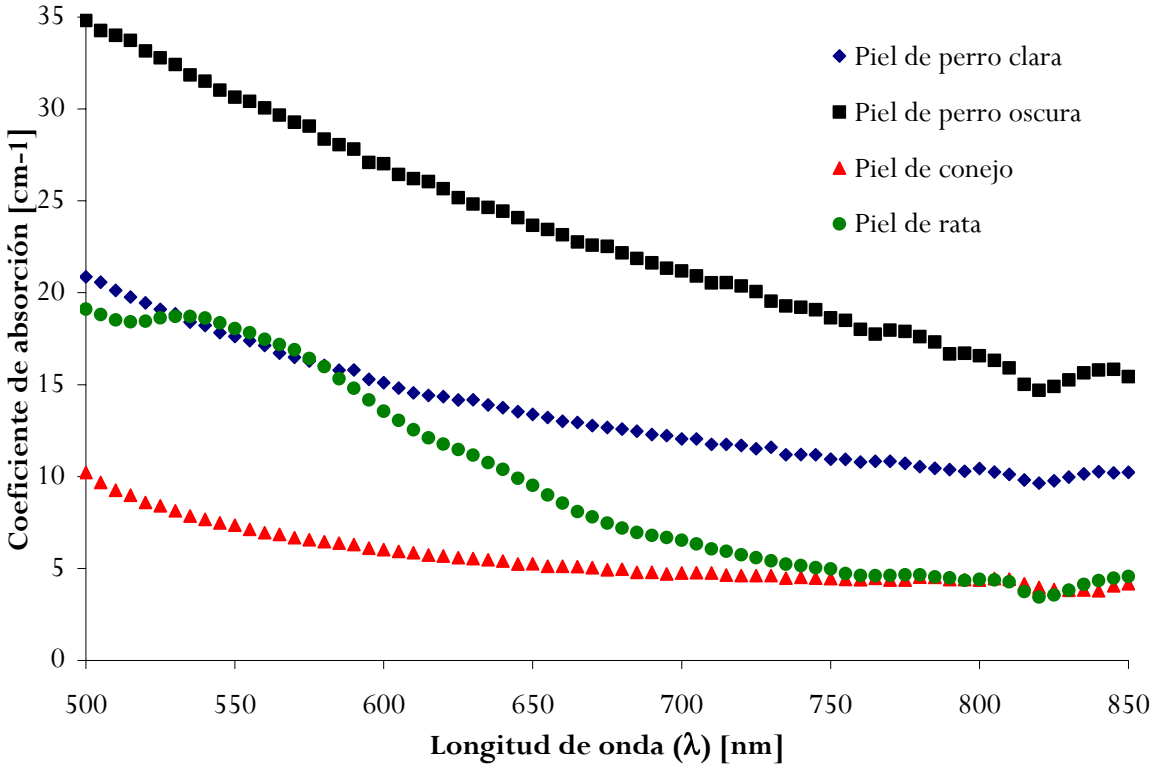


Figura 4.13 Señales fotoacústicas de piel de rata, conejo y perro.

Una característica importante en dosimetría láser es la densidad de energía, la cual siempre debe ser reportada, junto con otras características del láser, en los estudios clínicos, para que éste se pueda repetir. Esto es importante ya que en función de la dosis se pueden lograr diferentes efectos para la misma longitud de onda en el mismo tejido, como se muestra en la figura 4.14. Estos pueden ser: foto-disrupción (carbonización), fotoablación, vaporización, coagulación y efectos fotoquímicos (activación térmica y bioactivación) [22-24]

Para poder elegir la dosis, dada en J/cm^2, que se va a aplicar se debe tomar en cuenta la ley de Arndt-Schulz [25], que establece que es posible obtener una estimulación a nivel celular, siempre y cuando los niveles de energía sean bajos, pero si son altos se puede inhibir el proceso fotodinámico. Lo anterior es debido a que las células necesitan un tiempo mínimo de relajación, para mantener un equilibrio termodinámico; a continuación de presenta una tabla sobre la experiencia de otros investigadores y sus trabajos publicados, para poder calcular el promedio de las dosis mencionadas.

Vale la pena mencionar que en estudios con animales normalmente se utiliza una densidad de energía de 3-4 [J/cm^2], mientras que en estudios en humanos, se recomienda que se usen niveles de energía más altos, de aproximadamente 30 [J/cm^2], debido a que el tamaño y el tipo de piel son diferentes [24,28].

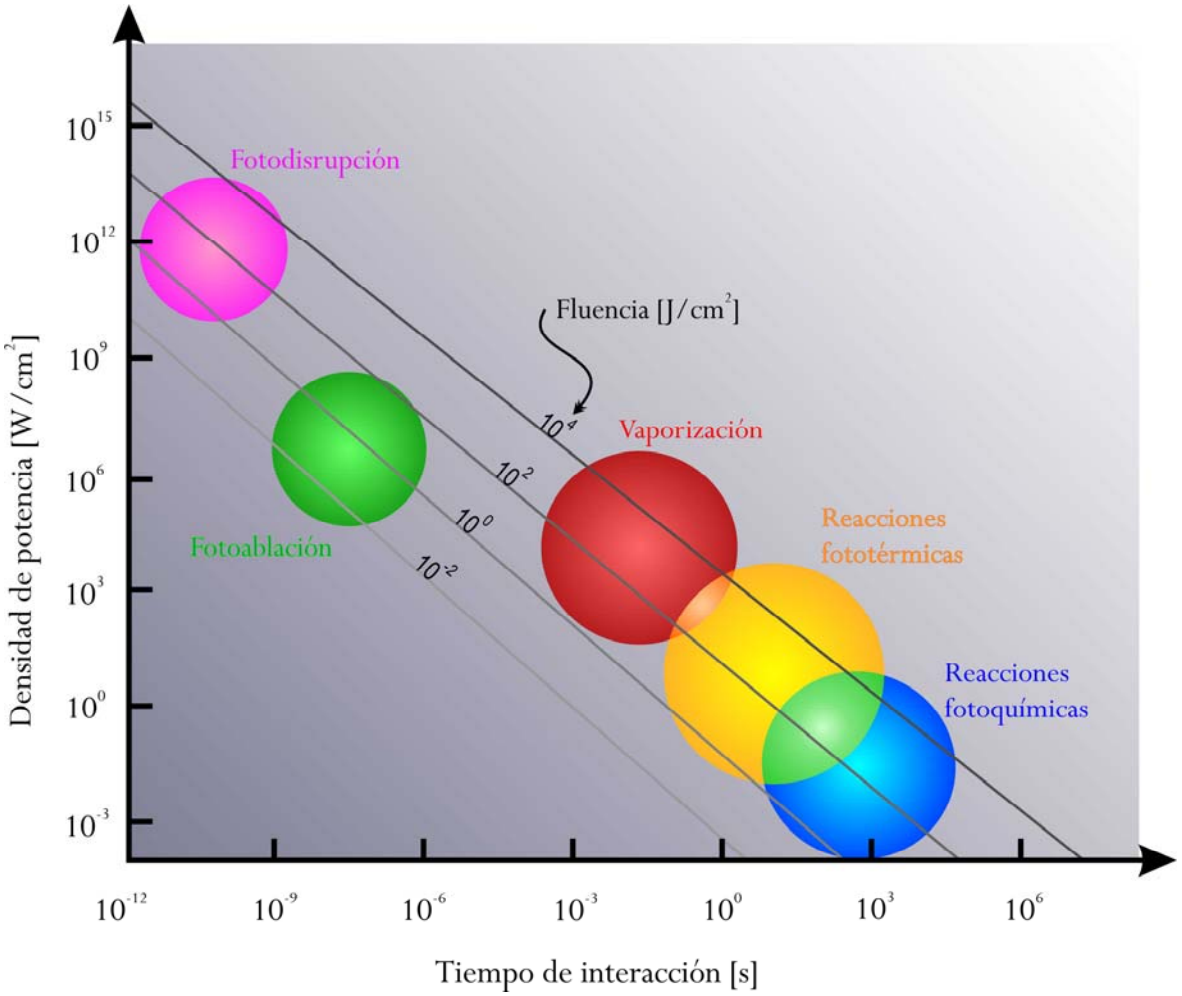


Figura 4.14. Interacción del Láser con tejido para varias densidades de energía y tiempos de interacción[11].

En la figura 4.14 se puede ver que el estimulo del láser depende de su potencia y del tiempo de interacción del haz con el tejido. Debido a que, normalmente, la potencia del láser ya está estipulada por el fabricante del láser; lo único que queda, es variar el tiempo de aplicación de la terapia para obtener el resultado deseado, así pues se tiene la siguiente formula:

$$t = \frac{DA_L}{P} \tag{4.15}$$

Donde:

- D = Densidad de energía sugerida para la aplicación deseada.
- P = Potencia efectiva entregada por el láser.
- t = Tiempo de exposición.
- A_L = Ventana efectiva. (Área de la sección transversal del haz láser).

Se debe tomar en cuenta que la separación máxima del hueso en el lugar de la fractura debe ser de 1 [cm]. para que se pueda considerar viable para recibir un tratamiento sin algún tipo de implante.

4.4.2 SISTEMA DE CONTROL DEL EQUIPO LÁSER.

El diseño de este equipo se basa en las respuestas biológicas de los tejidos orgánicos al aceptar solamente algunas longitudes de onda del espectro electromagnético y transformar esta energía en una serie de reacciones fotoquímicas que dan como resultado la estimulación de la osteogénesis.

Todo equipo láser requiere de un circuito acoplador ó *driver* para que pueda funcionar adecuadamente y de forma segura, tanto para el paciente, como para el propio circuito láser.

Los circuitos driver para diodos láser pueden ser de dos tipos:

- Control automático de corriente (ACC).
- Control automático de potencia (APC).

Los circuitos de control automático de corriente proporcionan una corriente constante y los ACC se utilizan sólo en diseños muy especializados, tales como circuitos para medir las características de los diodos láser.

Los circuitos APC (*Figura 4.15*) proporcionan un mayor control en la potencia de la luz emitida, ya que es posible tener una compensación por variaciones de temperatura.

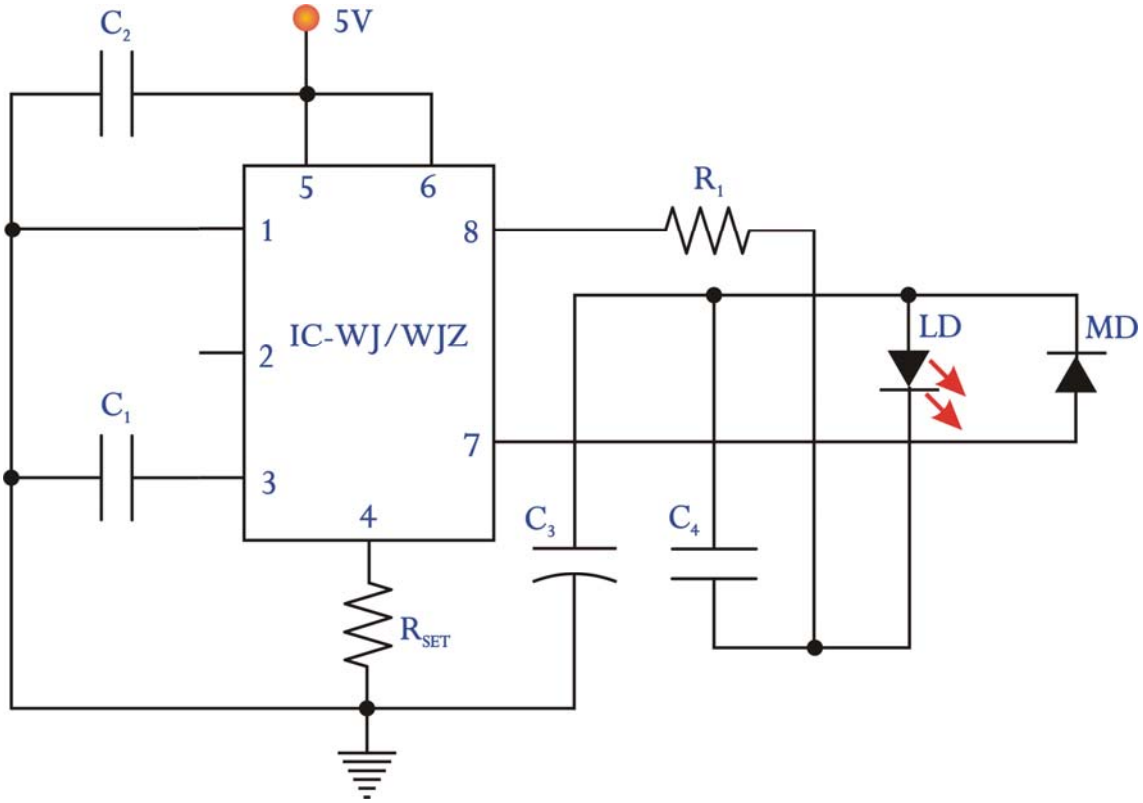


Figura 4.15 Circuito acoplador (*Driver*) propuesto por las hojas de especificaciones para el IC-WJ/WJZ

4.5 ALIMENTACIÓN Y PROTECCIÓN DEL SISTEMA.

Ya hemos aproximado los valores de tensión y corriente que el sistema requiere para proporcionar, tanto el campo magnético pulsado deseado, como la energía necesaria para realizar la terapia conjunta, ahora se determinará la fuente que proporcione éstos valores. Se debe tomar en cuenta que el sistema diseñado requiere un manejo amplio en cuanto a los límites de tensión y corriente y la fuente debe ser capaz de suministrar los rangos requeridos, aunque en la práctica no se llegaran a utilizar, así hemos elegido usar una fuente de alimentación continua, la cual se describe a continuación.

4.5.1 FUENTE DE ALIMENTACIÓN CONTÍNUA.

Esta fuente de voltaje (*Figura 4.16*) tiene una salida de voltaje variable de 1.5 a 45 [V] con capacidad de entrega de corriente de hasta 3 [A]. Este límite de corriente está dado por el LM350H. Viene con protección contra sobrecorrientes que evitará que se queme el integrado accidentalmente debido a un corto circuito.

El transformador debe de tener un secundario con una tensión lo suficientemente alta como para que la entrada al regulador se mantenga 3 [V] por encima de la salida a plena carga, esto debido a requisitos de diseño del circuito integrado.

En este caso se espera obtener a la salida, un máximo de 45 [V], lo que significa que a la entrada del integrado debe de haber por lo menos 48 [V]. Para obtener la tensión de 48 [V] en la entrada, se debe tener un transformador con una tensión en su secundario de:

$$48[V]/\sqrt{2} = 33.9411[V]$$

El transformador que usamos cuenta con una tensión en el secundario de 35 [V], lo que significa que la tensión final máxima que se puede obtener con este regulador es mayor al requerido.

Se puede poner un diodo entre los terminales de salida y entrada; D_2, para proteger el regulador de posibles tensiones en sentido opuesto, debido a que cuando la fuente se apaga, algunas veces la tensión de salida se mantiene alta por más tiempo que la de entrada. Este diodo se configura tal y como se muestra en la figura 4.16; se pone el cátodo hacia la terminal de entrada y el ánodo hacia de salida.

Un condensador de 100 [μF], electrolítico, se coloca a la salida para mejorar la respuesta transitoria, y un condensador de 0.1 [μF] se recomienda colocar en la entrada del regulador si éste no se encuentra cerca del condensador de 4700 [μF] electrolítico.

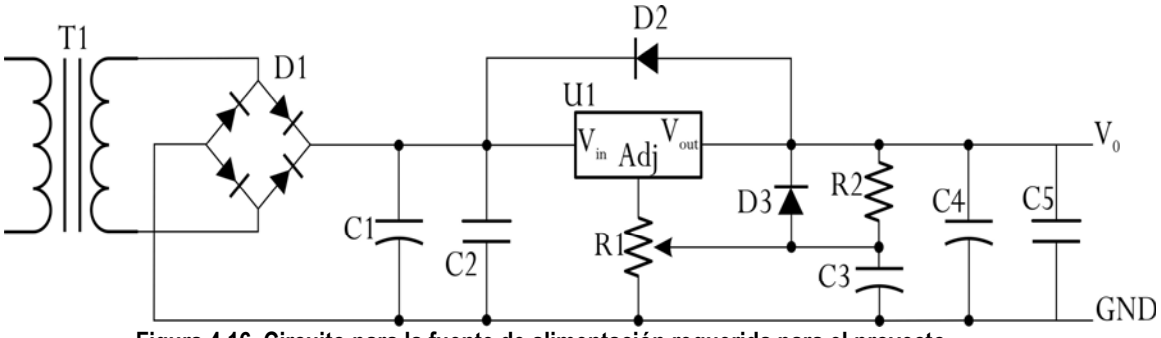


Figura 4.16. Circuito para la fuente de alimentación requerida para el proyecto.

Lista de componentes:

- U_1: LM350H (Regulador de Tensión)
- $D_{1\text{-}4}$: Diodos 1N4007 (Rectificación)
- R_1: Potenciómetro 10 kΩ
- R_2: Resistencia 220 Ω
- C_1: Condensador 4700 µF electrolítico
- C_2: Condensador 0.1 µF fijo.
- C_3: Condensador 10 µF electrolítico
- C_4: Condensador 22 µF electrolítico
- C_5: Condensador 0.1 µF fijo
- Otros: Transformador 120/240 V a 35 V de 3.5 A en el secundario.

BIBLIOGRAFÍA

1. Watson, J., *"The electrical stimulation of bone healing"*, Proceedings on the IEEE, vol 67 No. 9, 1339-1352.
2. Marcer, M.; Musatti, G.; Basset, C.A.L., *"Results of pulsed electromagnetic fields (PEMF's) in ununited fractures after external skeletal fixation"*, Clinical Orthopedics and related research. No. 190, 260-265.
3. de Haas, W.G.; Watson, J.; Morrison, D.M., *"Non-invasive treatment of ununited fractures of the tibia using electrical stimulation"*, The journal of bone and joint surgery. Vol. 62-B No. 4, 465-470.
4. Ito, H.; Shirai, Y., *"The efficacy of ununited tibial fracture treatment using pulsing electromagnetic field"*, Journal Nippon Medical School, 2001:68(2), 149-153.
5. Sharrard, W.J.W., *"Journal of bone joint surgery, A double blind trial of pulsed electromagnetic fields for delayed union of tibial fractures"*, Journal of bone joint surgery, 1990; 72-B, 347-355.
6. Basset, C.A.L.; Mitchell, S.N.; Gaston, S.R., *"Treatment of ununited tibial diaphyseal fractures with pulsing electromagnetic fields"*, Journal of bone and joint surgery. Vol. 63-A, No. 4, 511-523.
7. Basset, C.A.L.; Mitchell, S.N.; Schink, M.M., *"Treatment of therapeutically resistant non-unions with bone grafts and pulsing electromagnetic fields"*, Journal of bone and joint surgery. Vol. 64-A, No. 8, 1214-1221.
8. Freitas, I.G.F.; Baranauskas, V.; Cruz-Höfling, M.A., *"Laser effects on osteogenesis"*, Applied surface science, 154-155(2000) 548-554.
9. Ozawa, Y.; Shimizu, N.; Kariya, G.; Abiko, Y., *"Low-energy laser irradiation stimulates bone nodule formation at early stages of cell culture in rat calvarial cells"*
10. Garavello-Freitas, I.; Baranauskas, V.; Joazeiro, P.P.; Padovani, C.R.; Pai-Silva, M.D.; Cruz-Höfling, M.A., *"Low-power laser irradiation improves histomorphometrical parameters and bone matrix organization during tibia wound healing in rats"*, Journal of photochemistry and Photobiology B:Biology. 70(2003) 81-89
11. Tuchin, V.V., *"Light scattering study of tissues"*, Physics Uspekhi, 1997, 40(5), 495-515
12. Drezek, R.; Dunn, A.; Richards-Kortum R., *"Light scattering from cells, finite-diference Time-domain simulations and goniometrics measurements"*, Applied Optics, 1999, 38(16), 3651-3661.
13. Lin, W.C.; Motamedi, M.; Welch, A.J., *"Dinamics of tissue optics during heating of turbid media, Optics"*, 1996, 35(19), 3413-3419.

14. Wang, L.V.; Nordquist, R. E.; Chen, W.R., *"Optimal beam size for light delivery to absorption-enhanced tumors buried in biological tissues and effect of multiple-beam delivery: a Monte Carlo study"*, Applied optics, 1997, 36(31), 8290.
15. Thomsen, S.; Vijverberg, H.; Jacques, S.; Oraevsky, A., *"Optical properties of albino rat skin heated in vitro: Comparison of photoacoustic and integrating sphere measurement techniques"*, Laser-Tissue Interaction V, 1994, 106-113
16. Cheong, W.F.; Prahl, S.; Welch, A. J., *"A review of the optical properties of biological tissues"*, IEEEJ, Quantum Electronics, QE-26: 2166-2185, 1990.
17. Hoppe, W.; Lohmann, W.; Markl, H.; Ziegles, H, Biophysics, ed. Springer–Verlag, 1983, pag.: 101.
18. Sassaroli, A.; Fantini, S.; *"Comment on the modified Beer-Lambert law for scattering media"*, Phys. Med. Biol, 49, 255-257.
19. Zuomin, Z., Pulsed Photoacoustic Techniques and Glucose Determination in human blood and Tissue, Tesis del departamento de Ingeniería Electríaca Universidad de Oulu, Finlandia, 2002, 32.
20. Ramón-Gallegos, E.; Suren, S.; Ponce-Parra, C.; López Bueno, G.; Pérez Zapata, A.J.; Calderón, A.; Muñoz-Hernández, R.A.; Cruz-Orea, A.; Sánchez–Sinencio F., *"Photoacoustic spectroscopy applied to the study of protoporphyrin IX induced in mice"*, Analytical Science, 2001, 17, 361-364.
21. Lomelí Mejía, P.A.; Lecona Butrón, H.; Montiel Hernández, A.M.; Rosillo Ruiz, Á.; García López, E.S., *"Reducción del tiempo de cicatrización por medio del láser HeNe: Modelo experimental en conejos"*, Revista de la Sociedad Mexicana de Ortopedia y Traumatología, septiembre-octubre 1999, 13(5), 455-458.
22. Izatt, J.A.; Sankey, N.D.; Firroz, P.; Fitzmaurice, M.; Rava, R.P.; Itzkan, I.; Feld, M.S., *"Ablation of calcified biological tissue using pulsed hydrogen fluoride laser radiation"*, IEEE journal of Quantum electronics, 1990, 26(12), 2261-2269.
23. Lomelí Rivas, A.; Krötzsch, E.; Michtchenko, A., *"Efecto de la estimulación láser de λ= 650 nm utilizando dosis de uso clínico, sobre la proliferación de fibroblastos humanos cultivados"*, Revista Mexicana de Medicina Física y Rehabilitación, 2003, 15, 69-71.
24. Barber, A.; Luger, J.E.; Karpf, A.; Salame, K.; Shlomi, B.; Kogan, G.; Nissan, M.; Alon, M.; Rochkind, S., *"Advances in laser therapy for bone repair"*, Laser Therapy, 2001, 13, 80-84.

25. Mester, E.; Mester, A.F.; Mester, A., *"The biomedical effects of laser applications"*, Lasers in Surgery and Medicine, 1985, 5, 31-39.
26. Beop-Min, K., *"Novel laser aplications in medicine"*, Yonsei University, General physics and clinical applications, *plática presentada en diapositivas.*
27. Martin, R.; *"Laser-accelerated inflammation/pain reduction and healing"*, Practical pain management, nov/dec 2003, pp. 20-25.
28. Woodruff, L.D.; Bounkeo, J.M.; Brannon, W.M.; Dawes, K.S.; Barham, C.D.; Waddel, D.L.; Enwemeka, C.S., *"The efficacy of laser therapy in wound repair: a meta-analysis of the literature"*, Photomedicine and laser surgery, vol. 22, No. 3, 2004, pp. 241-247

5. DESARROLLO Y RESULTADOS.

En el capítulo anterior diseñamos y calculamos los elementos que conforman el sistema propuesto y, con ayuda de la investigación bibliográfica, determinamos los parámetros necesarios requeridos para el funcionamiento adecuado del sistema, sin perder de vista el objetivo del mismo que es su futuro empleo en terapias de rehabilitación. Normalmente hay discrepancias entre el montaje de un circuito, su prueba física y los datos teóricos, es por eso que, en este capítulo, nos dimos a la tarea de comprobar los datos obtenidos de forma teórica mediante el uso de las herramientas que proporcionan las simulaciones en computadora. Estas simulaciones, además de corroborar que se cumplen los resultados teóricos, permiten tener las bases suficientes para justificar el armado del sistema.

Usamos el programa de simulación PSpice, versión estudiantil, considerando que sus características para la simulación de circuitos electrónicos son mejores que otros software en el mercado.

Mediante este software buscamos validar que los cálculos realizados y las gráficas resultantes se cumplen satisfactoriamente, es el análisis del sistema salida por salida, es decir, comenzando desde el primer valor calculado en la teoría, hasta el último. Por ello comenzamos con el análisis del circuito troceador ó *chopper*, el cual es el circuito de disparo para el conmutador, realizando la construcción de un modelo con ayuda del PSpice, tal y como aparece en la figura 5.1.

De las investigaciones bibliográficas hechas, se sabe que la frecuencia de operación para las pulsaciones que requerimos es de 60 [Hz], también vimos que el ciclo de trabajo para el circuito astable deberá ser mayor al 50 por ciento, para evitar pérdidas de energía que afecten el funcionamiento del circuito. Así, considerando la frecuencia de operación y ciclo de trabajo, determinamos los valores de las resistencias y del capacitor señalado en las ecuaciones (4.9) y (4.10). Entonces:

$$\tau = 60\ \%;\ f = 60\ [Hz].$$

De la ecuación (4.10), se tiene que:

$$R_A = 0.5 \cdot R_B$$

Por lo tanto, definiendo el valor de $R_B = 100\,[K\Omega]$:

$$R_A = 50\,[K\Omega]$$

Sustituyendo estos valores en la ecuación (4.9), queda:

$$C = 96\,[nF]$$

Usando entonces valores comerciales en la simulación, esto es:

- $R_A = R_2$ = 47 $[K\Omega]$
- $R_B = R_3$ = 100 $[K\Omega]$
- $C = C_2$ = 100 $[nF]$

Sustituyendo estos valores en el circuito para la simulación (Figura 5.1):

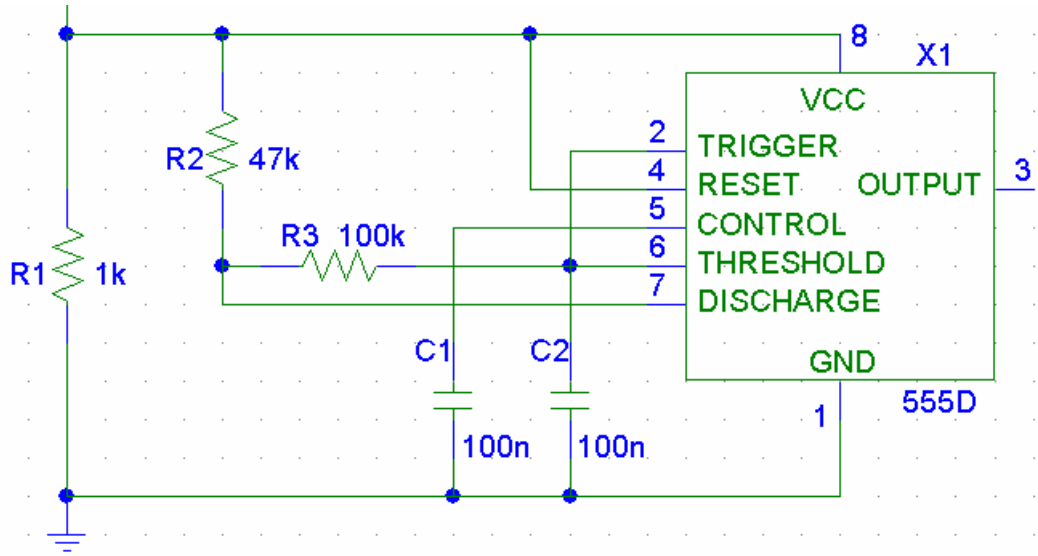


Figura 5.1 Circuito para el oscilador astable que proporciona el disparo para el *chopper*.

El programa de simulación empleado maneja datos ideales, por lo cual es necesario señalar que las gráficas que se obtuvieron son consecuencia de elementos sin fallas de fábrica y en los cuales los factores ambientales no afectan el funcionamiento. Sin embargo, se procedió a un ajuste de tal

forma que se pudiera contar con una aproximación real, dando como resultado la grafica mostrada en la figura 5.2.

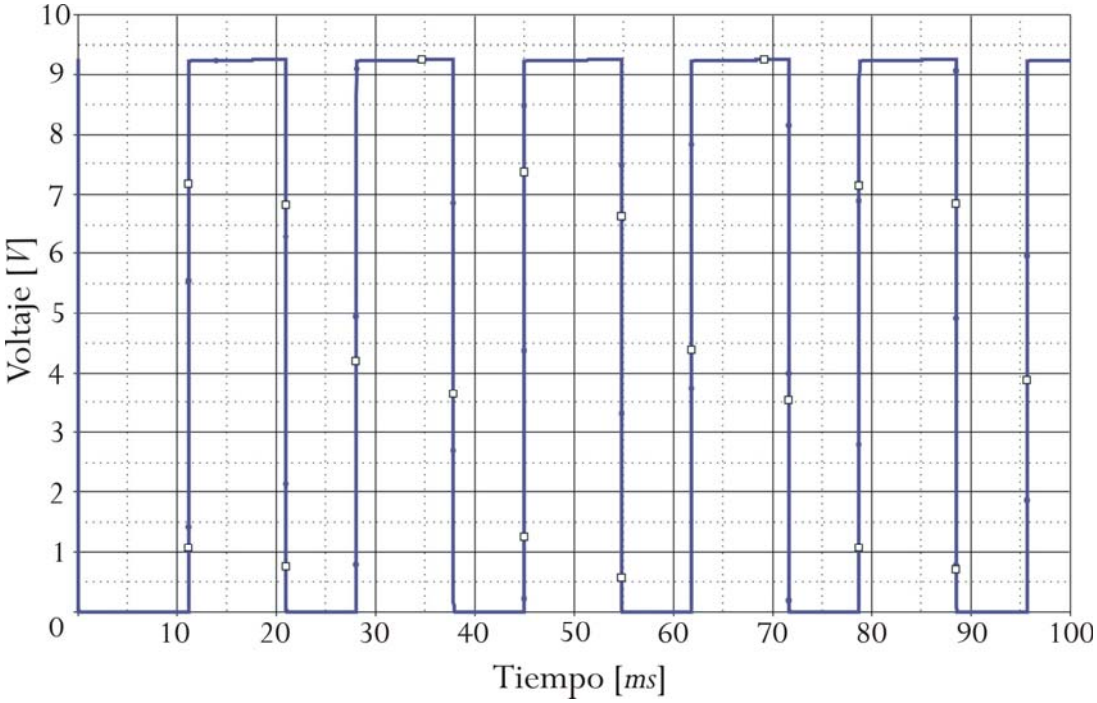


Figura 5.2 Señal de salida proporcionada por el PSpice.

De la gráfica se observa que se obtiene un tren de pulsos con frecuencia de $60\ [Hz]$ y ciclo de trabajo de 60%, aproximadamente, el cual es el necesario para activar el recortador (*chopper*) que controlará la señal de salida. Así, se comprueba que el circuito astable diseñado cumple con los requerimientos especificados. Con ello se procede a la simulación del recortador seleccionado.

El circuito recortador seleccionado se muestra en la figura 5.3 y se refiere a un recortador tipo A (elegimos emplear un *Mosfet* debido a su facilidad de conmutación, capacidad manejo de corriente y eficiencia) con una amplificación, M_1, para aumentar su potencia de funcionamiento y conseguir con ello la corriente esperada, sin que existan pérdidas de energía a causa del desacople de impedancias y que exista una caída de tensión no esperada.

Para efectos de conmutación del *mosfet* M_2 es importante que la corriente de entrada a la compuerta (i_G) también posea un comportamiento de tren de pulsos. Cuando el valor de la corriente i_G es

máximo, se presenta el corto circuito y, por ende, el momento de corte para la alimentación del recortador, obteniendo como voltaje de salida el descrito por la gráfica de V_0 con respecto al tiempo.

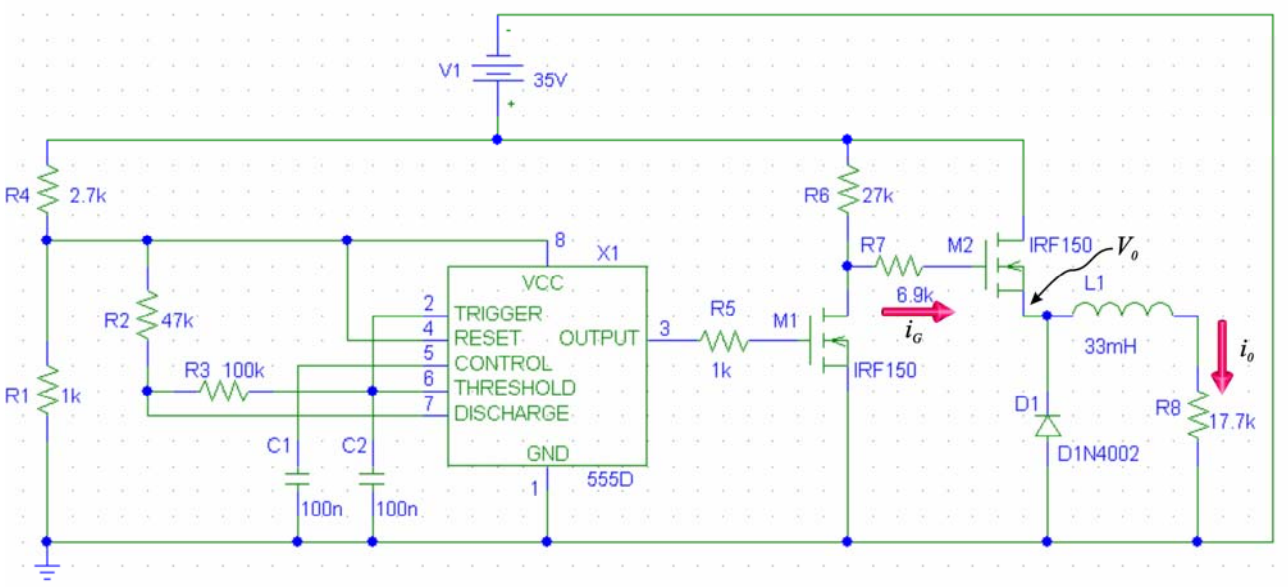


Figura 5.3 Recortador Tipo A seleccionado para el sistema propuesto.

La grafica que describe la tensión de salida del circuito, V_0, se muestra en la figura 5.4. En ella podemos observar que su comportamiento también es a manera de tren de pulsos. Este tipo de señal proporcionará la corriente que generará el campo magnético pulsado en la bobina diseñada tipo Helmholtz.

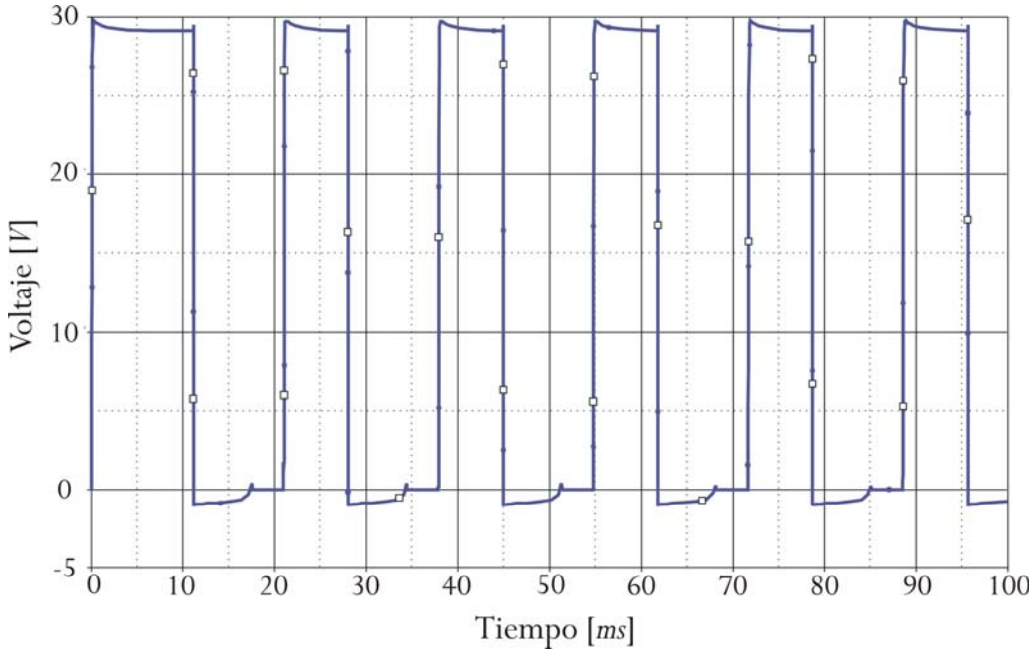


Figura 5.4. Gráfica que describe al voltaje de salida V_0.

Aunque V_0 crece muy rápido, la corriente que circula a través de las bobinas no puede hacer lo mismo, por lo que su comportamiento es en forma exponencial (*Figura 5.5*). Este comportamiento está establecido por la inductancia de las bobinas y la resistencia asociada del circuito. Cuando el voltaje aplicado cae, entonces i_0 cae lentamente. Debido a que el circuito asociado presenta diferentes valores en la resistencia cuando el *mosfet* M_2 se prende y cuando se apaga, la exponencial de subida será diferente que la de bajada.

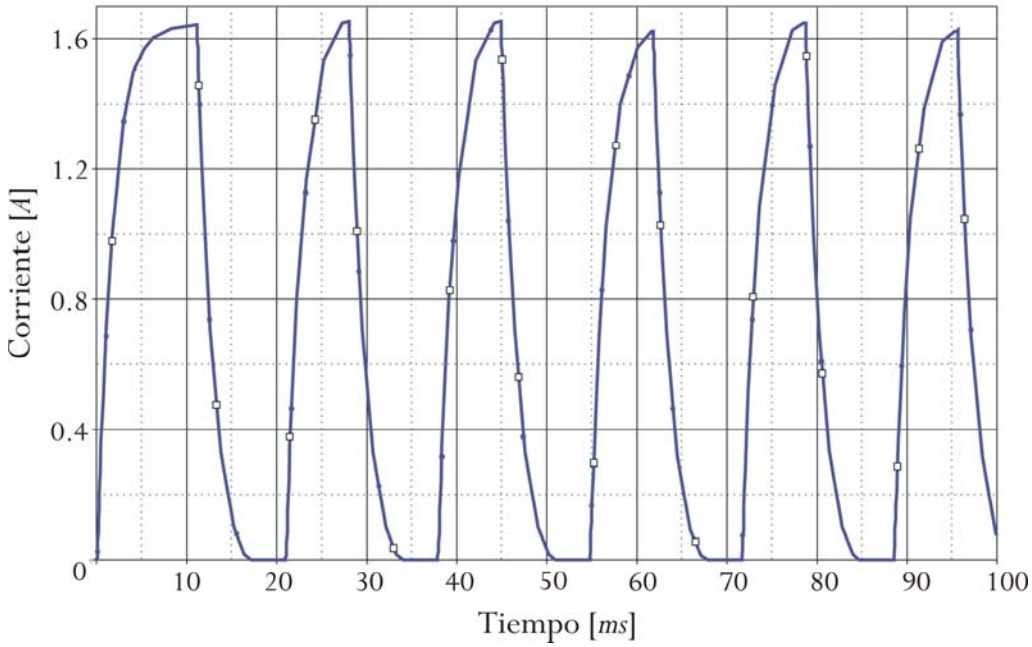


Figura 5.5. Comportamiento de la corriente de salida i_0 proporcionado por la simulación.

Cuando la corriente en las bobinas se incrementa, el campo magnético transversal a las mismas también se incrementa y, por lo tanto, induce una corriente en el hueso que circula en el sentido opuesto de la corriente i_0. Análogamente, cuando la corriente y su campo magnético caen, la corriente inducida en el hueso cambia su sentido de rotación.

De la figura 5.5, observamos que el recortador nos brinda como salida un valor máximo de corriente $i_0 = 1.65\ [A]$, aproximadamente, el cual también es un valor esperado, tanto en magnitud como en la forma de onda, comprobando el resultado teórico calculado en el capítulo 4.

Ya hemos demostrado mediante la simulación que el sistema que controlará a la bobina se comporta como se esperaba, ahora estos resultados los utilizaremos para comprobar que se genera un campo magnético que cumple con la magnitud propuesta en el capítulo 4 de esta tesis.

Al hacer un corte transversal en la bobina tipo Helmholtz, considerando que entre ambas existe una separación mayor al radio de las bobinas (*Figura 5.6),* podremos entonces comprobar los resultados obtenidos en el capítulo 4, utilizando el programa de computadora *VIZIMAG*, versión 3.1, que permite la simulación de diferentes fuentes de campos magnéticos.

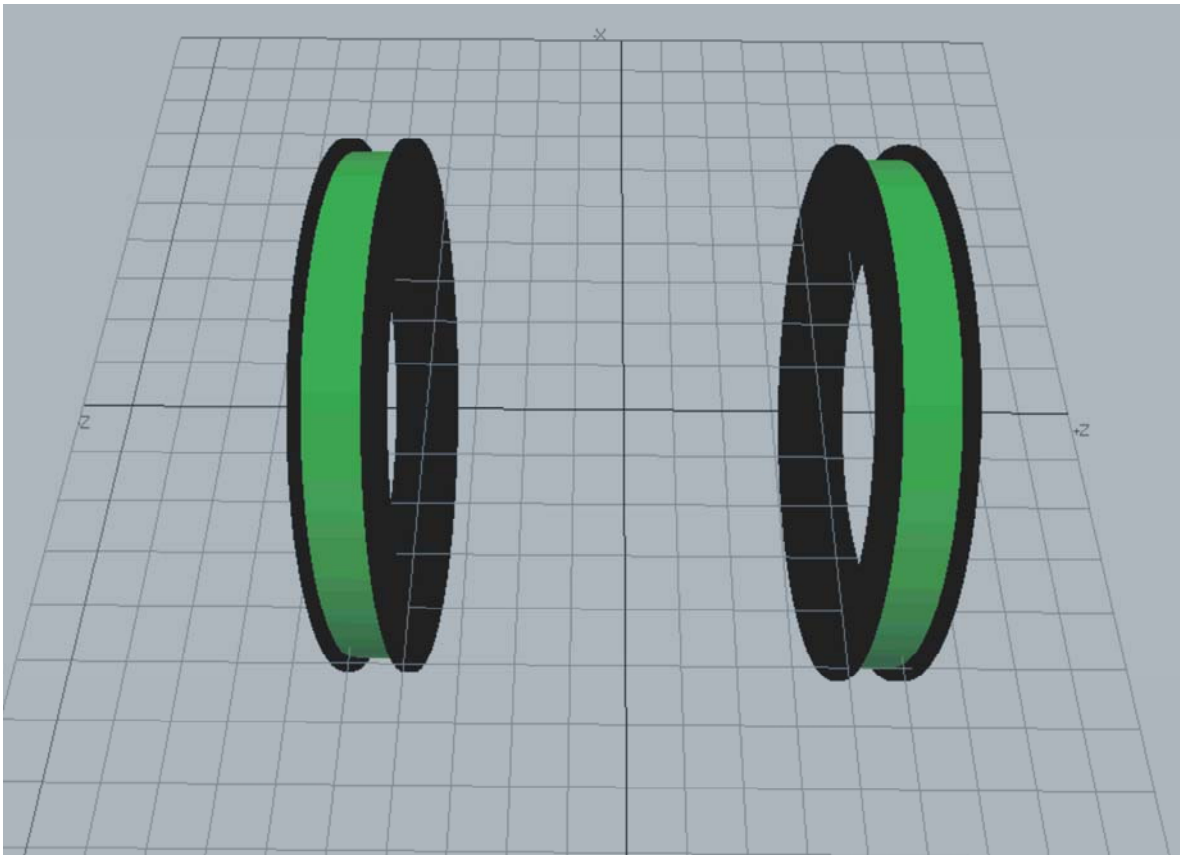


Figura 5.6. Representación virtual de las bobinas propuestas y del eje *z*.

Una vez que obtenidas las características geométricas y eléctricas de las bobinas, se utilizarán estos datos para simular el comportamiento del campo magnético producido, así como su magnitud a lo largo del eje z, para poder contrastar los resultados de la simulación con los resultados teóricos obtenidos.

Para determinar el número de vueltas de las bobinas debíamos tomar en cuenta que, con los carretes que se tenían, sólo contábamos con aproximadamente 6.5 cm^2 de área transversal en la que podíamos alambrar. Entonces, procedimos a comparar varios calibres AWG de alambre para embobinar; para ello tomamos en cuenta el área transversal de cada uno de los calibres para ver cuantas vueltas podrían ajustarse dentro del carrete, sin olvidar, por supuesto, que existe un *factor de llenado*, el cual se debe a que se crean espacios entre cada espira, espacios que se desperdician y que hace que el número de vueltas disminuya. Después de obtener un número aproximado de vueltas, se procedió calcular la longitud del alambre con el propósito de obtener su resistencia, que,

como sabemos de la Ley de Ohm, aumenta de forma directamente proporcional a la longitud del conductor.

Con estos datos obtuvimos diferentes corrientes:

- La *corriente máxima*, que es la que se le podría aplicar a la bobina, utilizando la ley de Ohm, si se usaran 40 [V] y tomando en cuenta la resistencia del alambre.
- La *corriente necesaria*, que se obtiene sustituyendo en la ecuación 4.8 el número de vueltas obtenido para los diferentes calibres, y es la corriente que se necesita aplicar a la bobina para obtener 50 [G].
- La *corriente permitida*, que es la corriente que soporta el alambre sin que sufra algún daño.

AWG	Área [cm^2]	Vueltas	Longitud [m]	Resistencia [Ω]	*i* máxima [A]	*i* necesaria [A]	*i* permitida [A]
14	*0.02082*	*312*	*166.76883*	*1.80027*	*22.21890*	*3.6544*	*5.9*
16	*0.01309*	*497*	*265.19938*	*4.64788*	*8.60607*	*2.2980*	*3.7*
17	*0.01038*	*626*	*334.43737*	*7.53905*	*5.30571*	*1.6720*	*3.1*
18	*0.00824*	*789*	*421.52388*	*11.61678*	*3.44330*	*1.6205*	*2.3*
20	*0.00519*	*1252*	*668.72012*	*28.02606*	*1.42724*	*0.91131*	*1.5*

Tabla 5.1. Características físicas de diferentes calibres de alambre

Así pues se obtuvo la tabla 5.1, con la que después de comparar resultados para poder elegir la opción que mejor satisfaga las necesidades de diseño, se decidió usar alambre de calibre 17, ya que también se ha de tomar en cuenta que se van a usar dos bobinas conectadas en serie y, además, una resistencia de descarga en el circuito; factores que limitarán todavía más la corriente que se puede suministrar al sistema. Así mismo, la bobina va a funcionar por intervalos de tiempo muy largos, de 10 a 12 horas, por lo que se debe escoger un calibre que pueda soportar el paso de corriente sin calentarse y que, además, no resulte en una bobina muy grande y estorbosa una vez que se haya construido.

Por otra parte, considerando que μ_0 es constante y definiendo el valor de n = 630 vueltas, entonces tenemos que la corriente necesaria para generar un campo magnético de 50 [G] es, de acuerdo a la ecuación 4.8, la siguiente:

$$i = 1.6687\ [A]$$

La inductancia de cada una de las bobinas se determina de la siguiente manera:

$$A \approx 1.038 \times 10^{-6}\ [m]^2\ \ por\ hilo \Rightarrow A_{total} = 6.5394\ [cm^2]$$

$$L = \frac{\mu_0 \cdot n^2 \cdot A}{l} = 10.8720[mT]$$

Cabe señalar que, al estar tan separadas las bobinas una de la otra, la inductancia mutua es demasiado pequeña en comparación con la inductancia de las bobinas, por lo que en este caso, no es necesario calcularla [1]

Longitud del alambre:

$$l = \pi \cdot \Phi \cdot 630 = 336.47435\ [m]$$

$$R = \rho \frac{l}{A} = 5.4393[\Omega]$$

Donde ρ es la resistividad del cobre, que tiene un valor de 16.78x10^{-9} [$\Omega \cdot$m].

Así pues, con los datos calculados, tenemos fundamentos para realizar las simulaciones sobre el comportamiento de las bobinas con la corriente pulsada y estudiar así, el comportamiento de carga y descarga de las bobinas.

Utilizando $n = 630$ e $i = i_0 = 1.6687\ [A]$, en la pantalla de control de cambios de Vizimag, con la configuración señalada, obtenemos la gráfica de comportamiento y dirección de las líneas de campo magnético de la bobina tipo Helmholtz propuesta *(Figura 5.7)*. Notamos que existe una región entre las dos bobinas donde hay un comportamiento cuasi-uniforme del campo magnético, lo cual es importante para el proyecto.

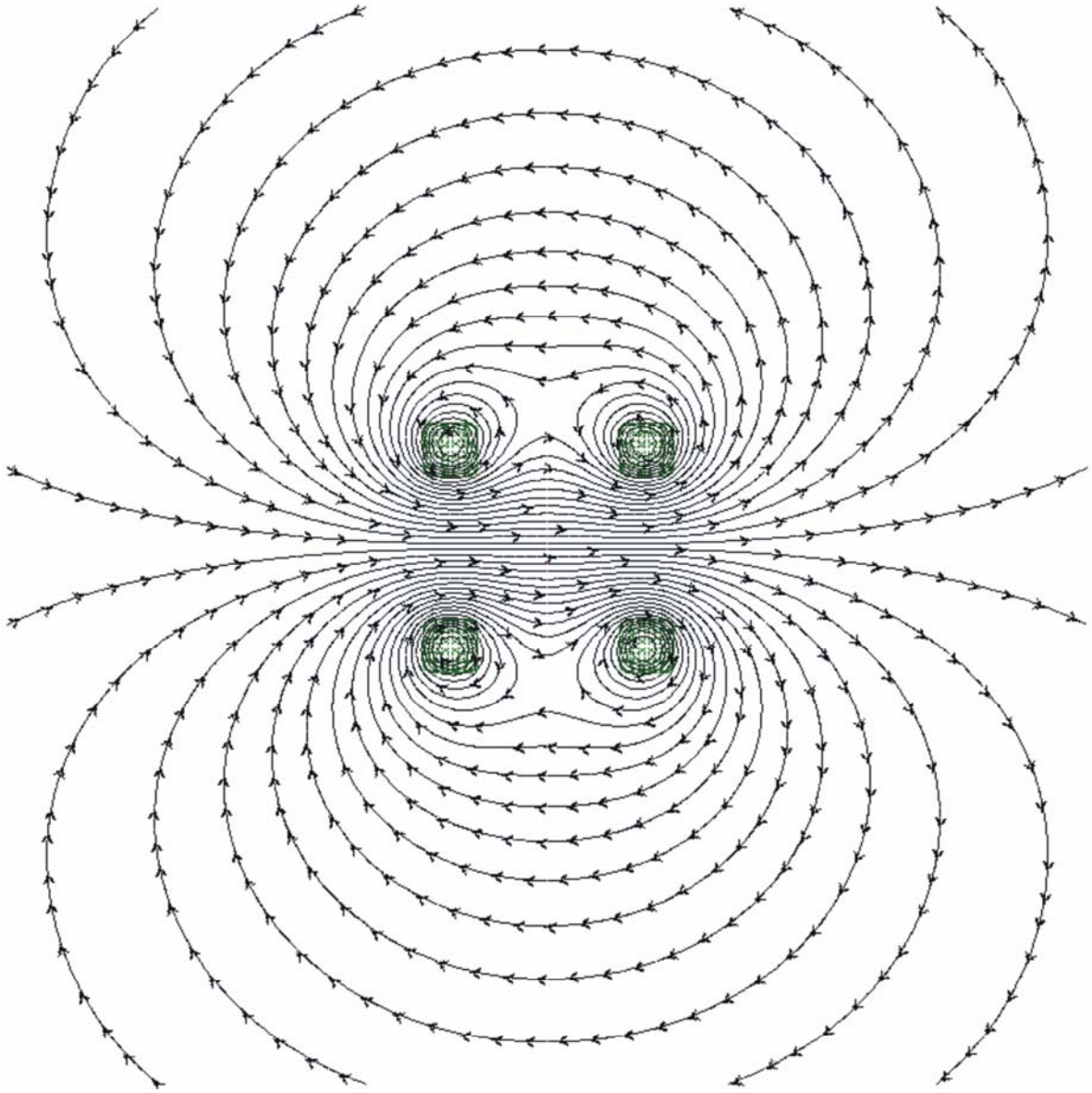


Figura 5.7. Campo magnético visto por un corte transversal de la bobina de Helmholtz.

La figura 5.8, obtenida también con Vizimag, simula el comportamiento de la intensidad de energía debida al campo magnético generado por una bobina de Helmholtz, observándose que la mayor intensidad está alrededor de las espiras y que a mayor distancia de las bobinas, la energía es menor. También se puede ver que la intensidad de campo entre las dos bobinas se mantiene casi constante, lo cual es un aspecto importante para nuestro proyecto.

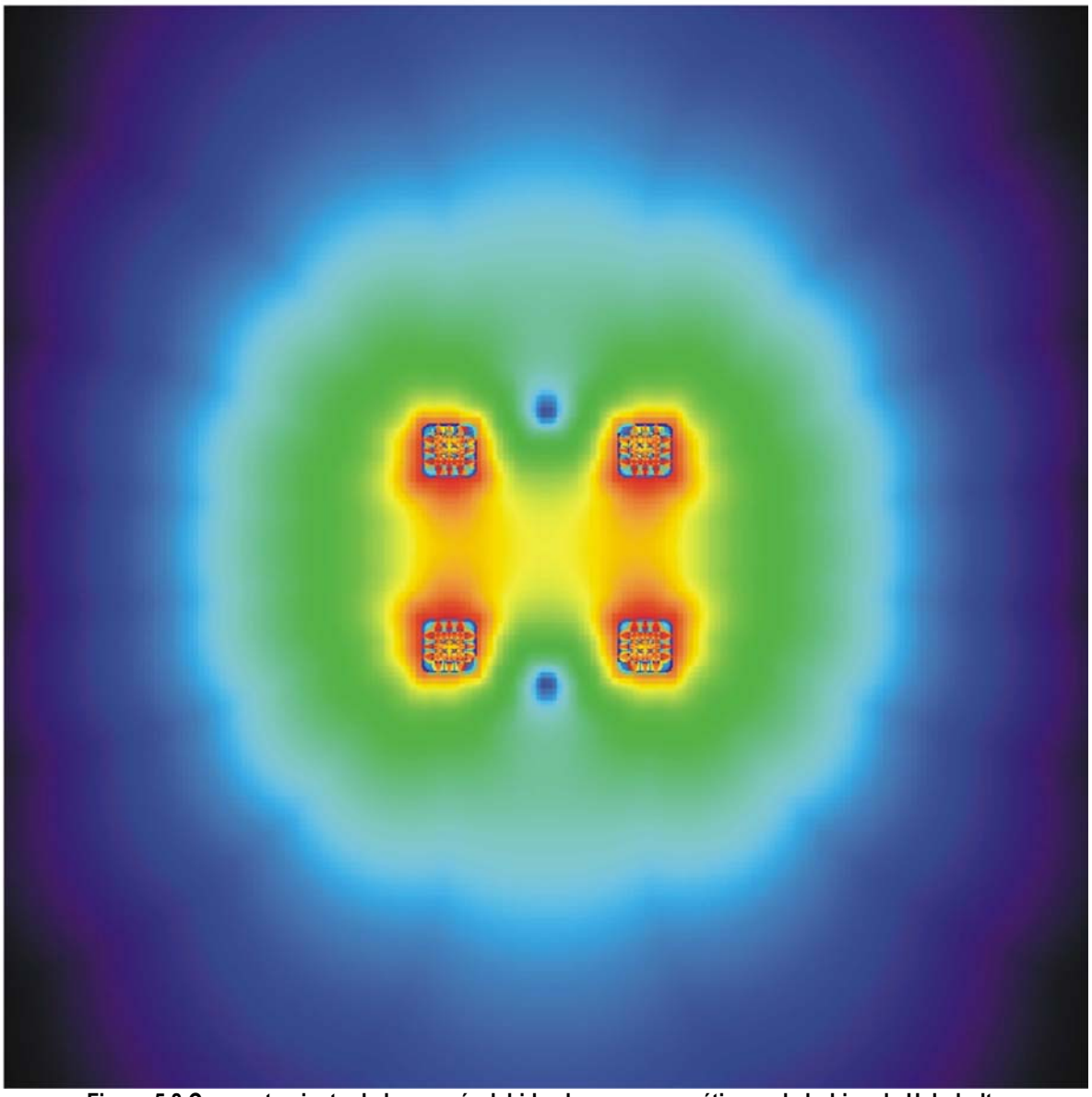


Figura 5.8 Comportamiento de la energía debida al campo magnético en la bobina de Helmholtz

La simulación empleando Vizimag también nos permite obtener graficas sobre la intensidad del campo magnético, las cuales muestran el comportamiento del campo magnético generado por la bobina tipo Helmholtz a lo largo del eje que cruza ambos centros de las espiras, a diferentes distancias ubicadas entre las espiras y referidas a z_0, siendo éste el punto medio entre ambas espiras. Así, es posible mostrar que el campo magnético generado, dadas las condiciones de diseño, se comporta como se muestra en la figura 5.9.

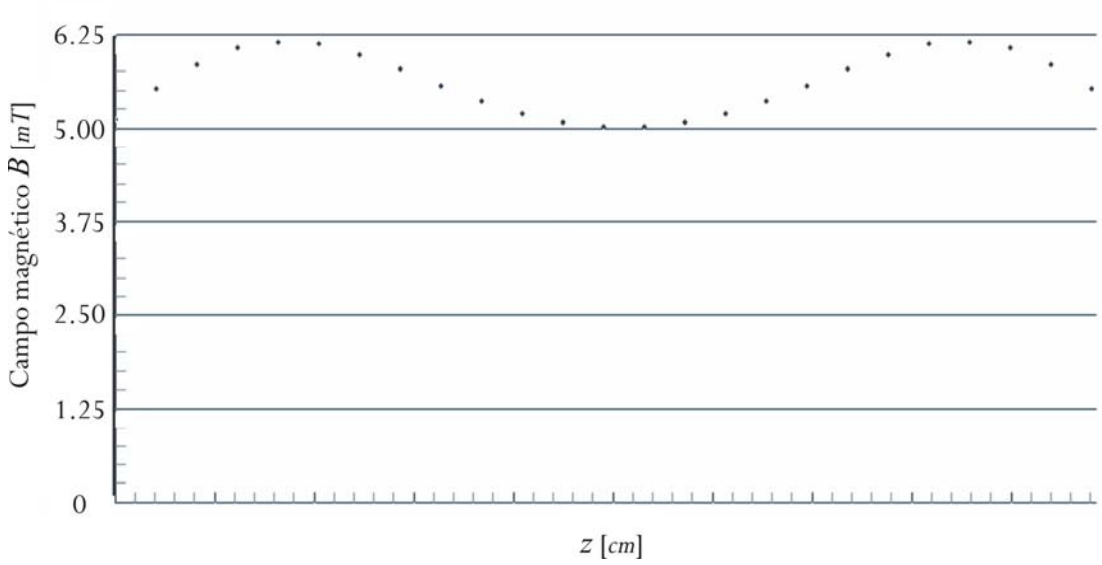


Figura 5.9. Gráfica para el campo magnético obtenida de la simulación.

Como podemos observar, el campo magnético alcanza un valor máximo de aproximadamente 6.25 [mT] y en donde se ubica z_0 (punto de interés para los fines de este proyecto), el valor se aproxima a 5.0 [mT]. Comprobando entonces un comportamiento esperado y aceptable, como más adelante se corroborará.

La forma de la corriente inducida en el hueso se podría obtener colocando una pequeña bobina de exploración y conectándola a un osciloscopio. Se espera que esta corriente inducida cruce por la fractura y estimule la consolidación ósea. Desafortunadamente, los cálculos de la densidad de corriente en esta área son extremadamente complicados debido a las diferentes resistividades de los tejidos que conforman la zona que se verá afectada por el campo magnético pulsado y los materiales óseos que ahí se encuentran [2].

Como se indicó al inicio de este capitulo, los datos teóricos son diferentes a los que se obtienen experimentalmente, así que ahora se procede, mediante un pequeño análisis estadístico, a medir y cuantificar el error que hubo entre los resultados teóricos, las simulaciones y las mediciones experimentales.

Es menester mencionar que, para medir la magnitud del campo magnético generado por el arreglo de las bobinas se utilizó un gaussmetro con punta Hall, la cual precisa de ser colocada de forma perpendicular al flujo magnético, para poder obtener los máximos valores de magnitud del campo magnético. Así pues, de este aspecto se desprende el primer error en las mediciones, debido que al mover (manualmente) la punta del gaussmetro, variaba su ángulo con respecto al campo magnético. Para reducir este error, se midió el campo magnético de las bobinas por los dos lados posibles en los que se podía usar la punta Hall, obteniéndose así, la tabla 5.2:

z $[cm]$	B_1 $[mT]$	B_2 $[mT]$	$\overline{B}$ $[mT]$	$B_{simulado}$ $[mT]$	$B_{teórico}$ $[mT]$
-5	6.12	6.29	6.205	5.74	6.9633
-4	5.52	6.52	6.020	5.52	6.3143
-3	5.37	6.00	5.685	5.33	5.7592
-2	5.14	5.63	5.385	5.16	5.3423
-1	5.02	5.20	5.110	5.04	5.0861
0	5.00	5.00	5.000	4.98	5.0000
1	5.02	5.12	5.070	5.04	5.0861
2	5.19	5.27	5.230	5.16	5.3423
3	5.61	5.44	5.525	5.33	5.7592
4	5.96	5.85	5.905	5.52	6.3143
5	6.48	6.06	6.270	5.74	6.9633

Tabla 5.2 Campo magnético obtenido de forma teórica, simulada y experimental

En donde B_1 es la primera medición hecha, en el sentido izquierda-derecha del campo magnético entre las bobinas, B_2 es la segunda medición hecha al cambiar el sentido de la punta Hall y $\overline{B}$ es el promedio de B_1 y B_2.

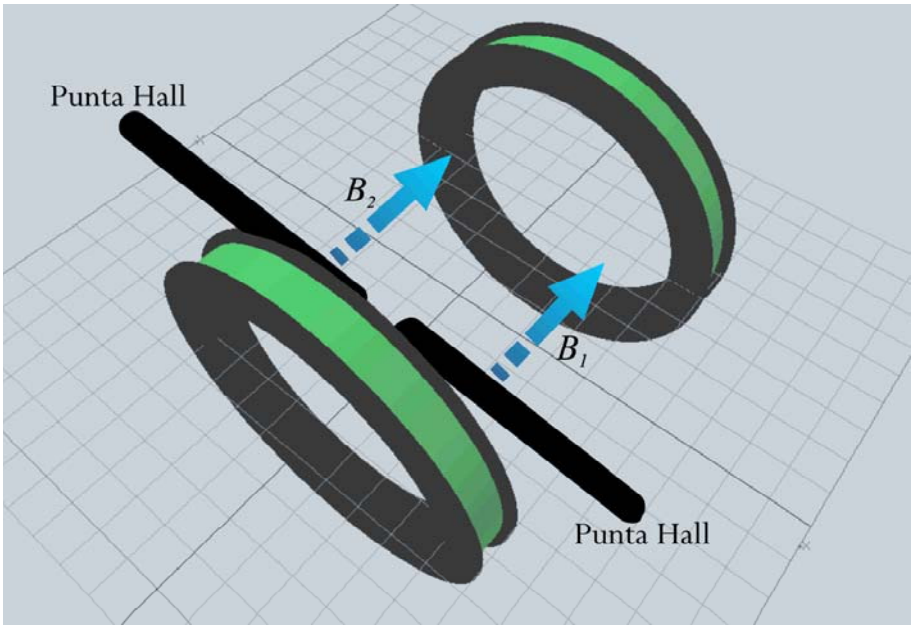


Figura 5.10. Modos en los que se obtuvieron B_1 y B_2.

En la figura 5.11 se muestra el campo magnético obtenido experimentalmente y por simulación, comparados con los datos teóricos obtenidos en el capítulo anterior.

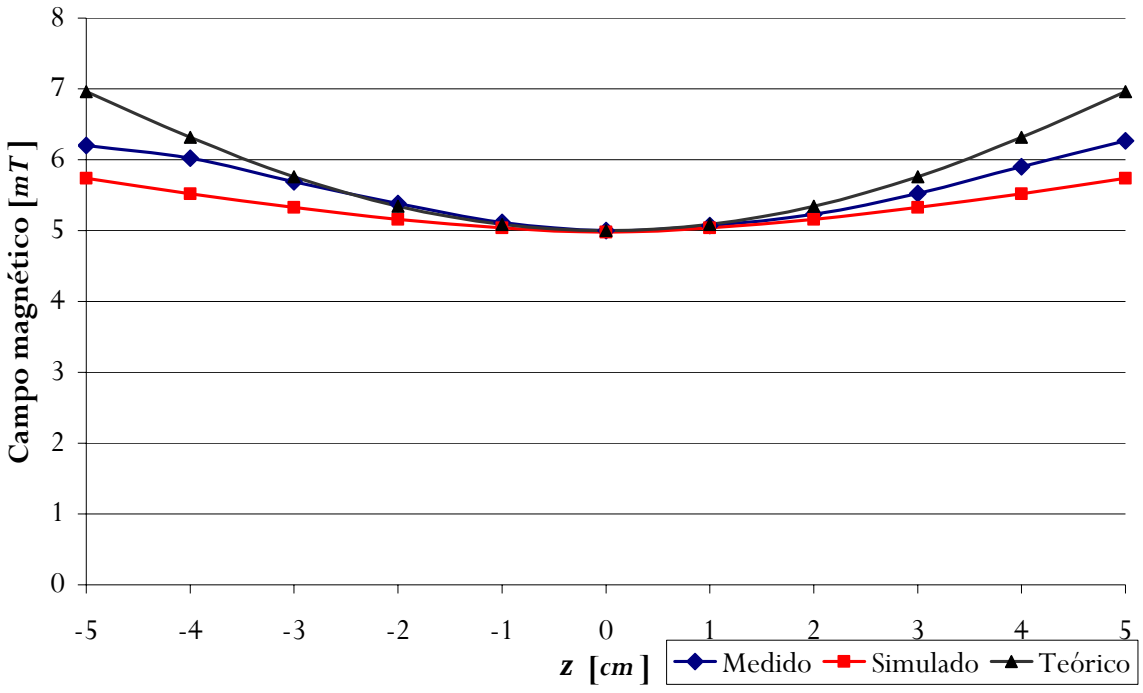


Figura 5.11. Comparación del campo magnético simulado y experimental, con respecto al teorico

No fue posible hacer mas mediciones que las que aquí se reportan por limitaciones técnicas, tales como un soporte muy voluminoso, además de que no se podía mantener fija la punta Hall, por quedar algo flojas. Aun así, las pocas mediciones que se pudieron realizar fueron las significativas.

Cabe mencionar que la corriente teórica necesaria para obtener el campo magnético de 50 [mT] fue de 1.668 [A]. Cuando montamos el arreglo Helmholtz para hacer las mediciones, la corriente resultante fue de 1.61 [A], lo cual nos muestra que no es tan significativa la diferencia entre la corriente teórica y la experimental.

Como puede verse en la figura 5.11, existe una diferencia entre el campo medido, el simulado y el teórico; diferencia que era de esperarse, razón por la cual se presenta una tabla en la que se cuantifica el error cometido con respecto a los datos teóricos por medio del error relativo porcentual

z [cm]	**Error relativo porcentual [%]**	
	Medido	**Simulado**
-5	*12.25*	*21.31*
-4	*4.88*	*14.39*
-3	*1.28*	*8.05*
-2	*0.76*	*3.53*
-1	*0.52*	*0.91*
0	*0.00*	*0.40*
1	*0.27*	*0.91*
2	*2.19*	*3.53*
3	*4.26*	*8.05*
4	*6.97*	*14.39*
5	*11.09*	*21.31*

Tabla 5.3 Error relativo porcentual

A continuación se muestra gráficamente lo obtenido en la tabla anterior, para su mayor comprensión

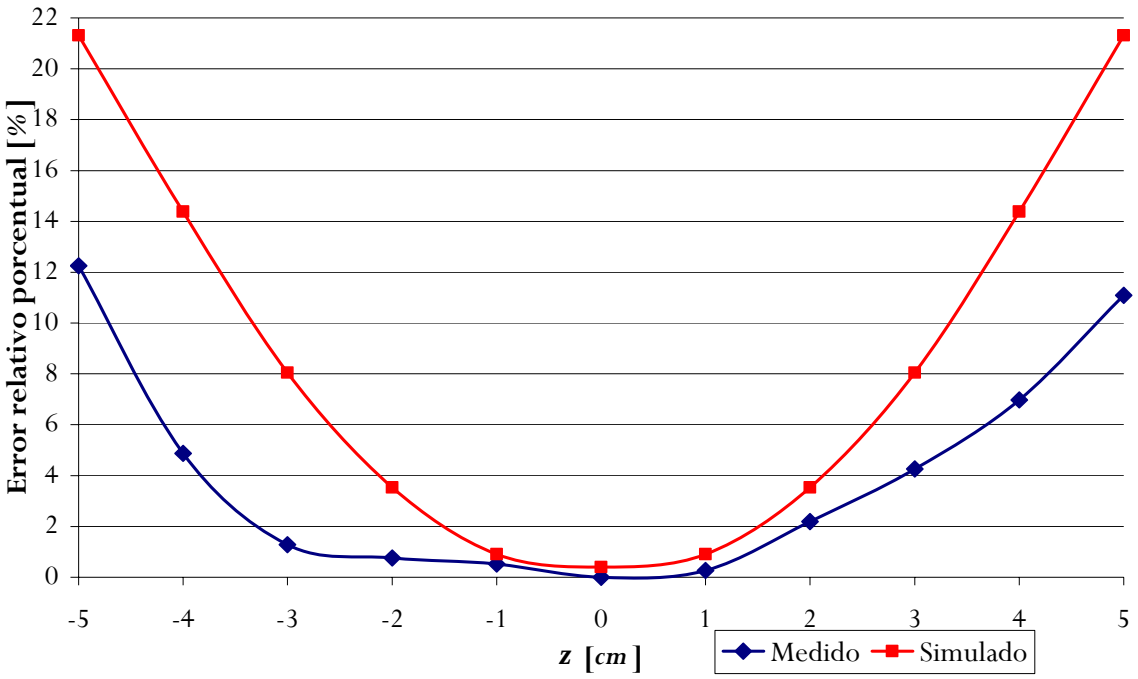


Figura 5.12. Error relativo porcentual

En la tabla 5.3 y la figura 5.12 se puede notar que el rango donde el error porcentual, con respecto a los valores teóricos, es menor a 5% es de z=-4 a z=3.5. Por lo tanto, se pudiera concluir que este es el intervalo ideal para la aplicación de la terapia magnética y, por ende, el área donde debiera de colocarse el sitio de la fractura; por lo que se ha de buscar un modo de acomodar el hueso para que quede dentro de este intervalo. También debemos de tomar en cuenta que el campo magnético obtenido experimentalmente resultó más uniforme que el teórico, por lo que es posible pensar que este rango podría aumentar un par de centímetros a cada lado sin cambios significativos, en la aplicación de la terapia.

Otro aspecto que es muy importante conocer, es el hecho de si el campo magnético es afectado de alguna manera cuando se introduce entre las bobinas un dieléctrico, que en este caso es un hueso fracturado. Para ello tuvimos a bien hacer una simulación en la que se muestran estos posibles efectos.

La figura 5.13 muestra el comportamiento de las líneas de campo magnético producido por las bobinas, al hacer la simulación con un dieléctrico entre ellas que representa la región donde estaría la fractura.

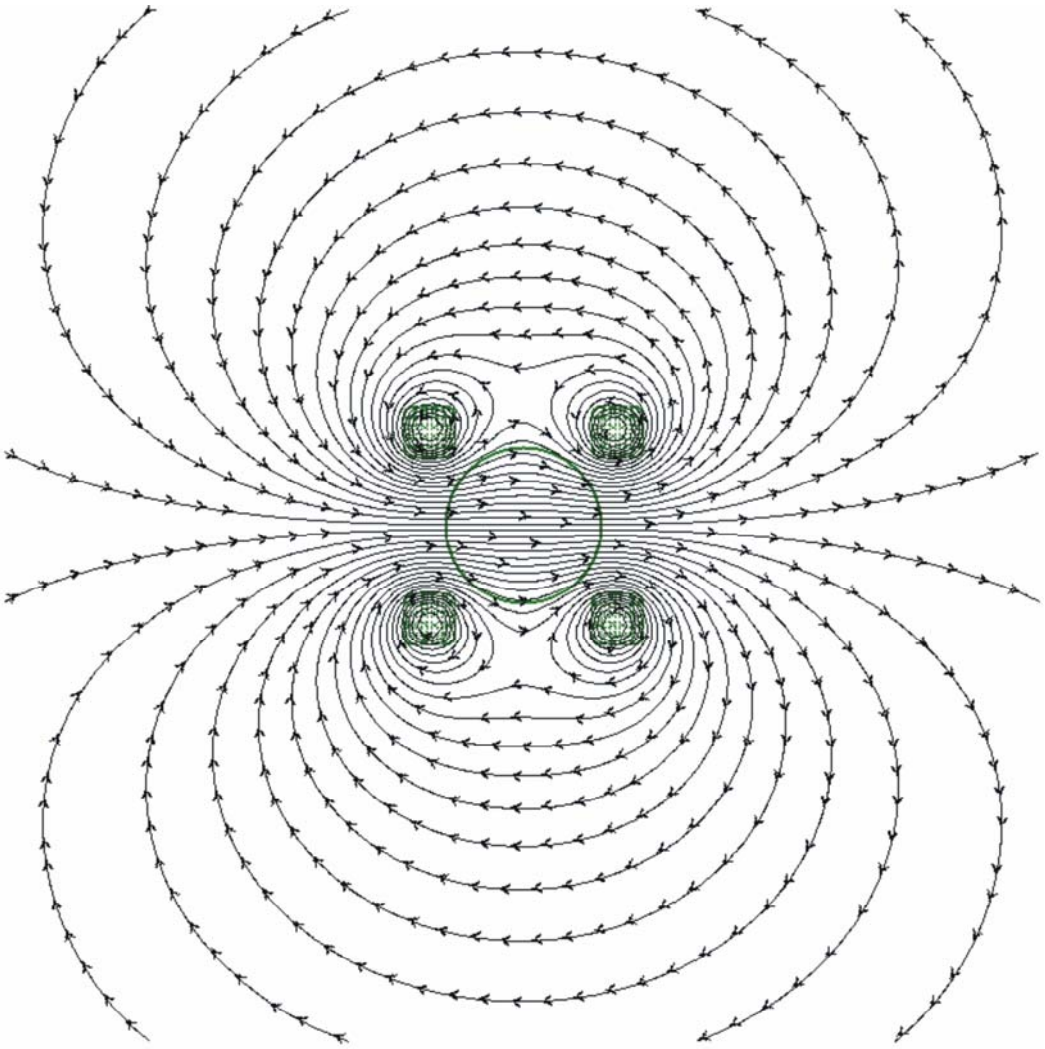


Figura 5.13. Líneas de campo magnético de la bobina Helmholtz modificada, con un dieléctrico en medio.

La figura 5.14 muestra el comportamiento, en magnitud, del campo magnético a lo largo del eje z.

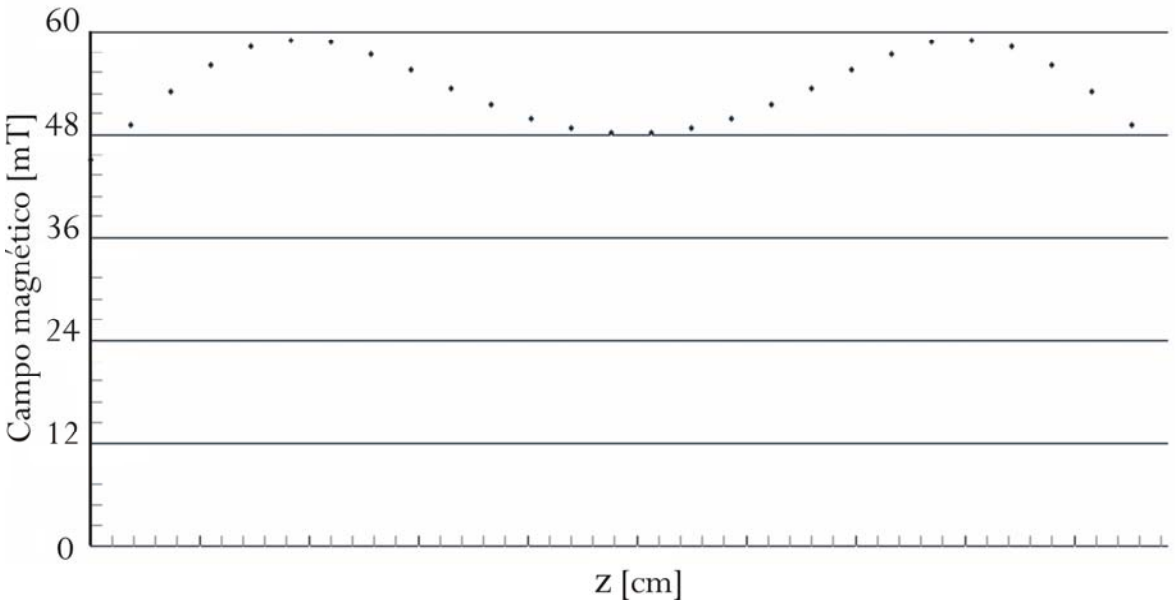


Figura 5.14. Gráfica para el campo magnético obtenida de la simulación, con un dielectrico al centro

Como puede verse al comparar las figuras 5.14 y 5.9 no existen diferencias significativas en las magnitudes del campo magnético con o sin dieléctrico. Para comprobar experimentalmente este hecho, también se hicieron mediciones practicas con un gaussmetro, en las que se colocaron los brazos entre las dos bobinas para observar el efecto que pudiera haber en el campo magnético, aunque por las limitaciones que se mencionaron antes y por el hecho de que ahora teníamos los brazos entre las bobinas, el espacio para medir el campo magnético se redujo significativamente, por lo que sólo se pudieron obtener los valores referentes al punto z_0, en los que obtuvimos una diferencia máxima de 0.01 [mT], con lo cual se corrobora lo obtenido en la simulación y, por lo tanto, podemos decir que el campo magnético no se ve afectado al colocar entre las bobinas algún dieléctrico. Asimismo, con el propósito de analizar el caso con las personas a las que se les ponen clavos quirúrgicos o placas para fijar las fracturas, se hicieron mediciones con una persona que tiene clavos en los huesos de la muñeca derecha, sin que se observaran alteraciones.

A continuación se presenta la etapa que corresponde a la terapia láser. Para esta parte del proyecto se contó con un láser terapéutico de 30 [mW] y solamente se hicieron mediciones que consideramos de interés para la aplicación de la terapia, basándonos en una amplia búsqueda bibliográfica.

Para realizar las mediciones sobre los parámetros de interes del láser se utilizaron dos medidores de potencia láser; uno de la compañía Mells Griot modelo 13PEM001 y otro de la compañía Edmund Optics modelo T54-018. Con el primero se obtuvieron 30 [mW] y con el segundo se obtuvieron 33 [mW] para el *driver* utilizado. Con lo cual se satisface lo dicho en el capitulo 4, en el que se señaló que se necesitaba una potencia del orden de 30 [mW] para realizar una terapia como la que se desea llevar a cabo.

Tomando esto en cuenta, ahora el problema que nos atañe es la determinación del tiempo que se va aplicar la radiación láser a la zona de la fractura. Para ello, es menester utilizar la ecuación 4.15, con los datos mencionados en el capitulo 4. Así, pues:

$$D = 30\left[J/cm^2\right]$$
$$P = 30\left[mW\right]$$

Para determinar el área de la ventana efectiva del láser, nos referimos al manual de Sanyo sobre diodos láser para consultar las especificaciones técnicas del láser a utilizar, el cual es un DL-7032-001, y se obtuvo que:

$$A_L = 7.0686x10^{-2}\left[cm^2\right]$$

Al sustituir estos valores en la ecuación, se obtiene que:

$$t = 70.6858\left[s\right]$$

Lo anterior quiere decir que hay que hacer un barrido con el láser sobre el sitio de la fractura durante aproximadamente 1 minuto y 10 segundos para cumplir con los parámetros que requiere una sesión de terapia láser para considerarse como completa.

En la mayoría de los artículos consultados, tanto la terapia con campos magnéticos pulsados, como la terapia láser fueron aplicadas a partir del primer día por 15 a 20 sesiones diarias y en algunos casos

hasta que ya no se notaran rastros de no-unión en radiografías; esto normalmente en los casos en los que se presentaban complicaciones. Lo anterior dependerá de que tan rápido evolucione cada persona y de la gravedad de la fractura.

BIBLIOGRAFIA

1. Courtois, C. *et al*, *"High magnetic field generation with a Helmholtz coil"*, Central Laser Facility Annual Report, 2002/2003, 91-92.

2. Watson, J., *"The electrical stimulation of bone healing"*, Proceedings on the IEEE, vol 67 No. 9, 1339-1352.

6. DISCUSIÓN , CONCLUSIONES, TRABAJO A FUTURO.

Hemos señalado todos y cada uno de los elementos que conforman el sistema que propusimos al principio de esta tesis, adentrándonos a las bases teóricas de todos los temas que consideramos esenciales dentro de nuestra investigación para justificar el diseño que elegimos. Tras todo lo anterior hemos encontrado algunos puntos que se prestan a consideración en esta sección y que nos permiten entrar a un apartado de discusión de los mismos, así como también el presentar las conclusiones pertinentes obtenidas del estudio de los resultados.

6.1. DISCUSIÓN

Todo trabajo de investigación implica diversos factores necesarios para su realización correcta y completa, siendo uno de los más importantes, entre otros que deben tomarse en cuenta, una amplia base teórica, misma que nace a partir de la adecuada investigación bibliográfica. De esta forma es posible tener un diseño metodológico bien fundamentado que nos permita alcanzar los objetivos y las metas propuestas durante el desarrollo de la investigación.

El tema de tesis propuesto, desde luego, incluye estas afirmaciones ya que nos adentramos a un problema de salud delicado y muy común entre diversos sectores humanos que es la rehabilitación correcta, rápida y oportuna de una fractura ósea. Todo avance en torno al tema tiene importancia trascendental y debe ser tomado en cuenta por los beneficios que esto representa en la sociedad; además de que nos lleva a formar un juicio sobre las necesidades específicas para llevar a cabo nuestra investigación y su aplicación en la práctica, lo cual acentúa la importancia del proyecto que presentamos, pensando en proporcionar una opción de terapia de rehabilitación real y ampliamente sustentada, basada principalmente en la aplicación de la ingeniería eléctrica y electrónica en el campo de la medicina.

En primer término, es indispensable conocer, de la forma más detallada posible, todos y cada uno de los elementos que conforman cualquier investigación, pues no se puede hablar de algo sin tener conocimiento del motivo y causa de la misma; de esto nos pudimos dar cuenta, al revisar la bibliografía con la que contábamos acerca de la fisiología del hueso, que cualquier tejido vivo lleva dentro de sí una estructura compleja y que no se puede tratar a la ligera cuando lo que se busca es

su rehabilitación; así mismo, es indispensable conocer los efectos que podemos producir no sólo sobre el tejido que nos interesa, sino también sobre aquellas zonas cercanas al mismo, supuesto que el propósito de un equipo de rehabilitación es la de colaborar en la curación, sin perjudicar la integridad, tanto del hueso como de los tejidos a su alrededor.

Durante la investigación de esta tesis pudimos constatar las dificultades que se pueden encontrar al solicitar apoyo institucional para compensar la falta de recursos necesarios tales como computadoras, papelería, programas de computación específicos, bibliografía actualizada, investigaciones que dieran marco a la presente, etc. En ocasiones, los procedimientos y protocolos para solicitar dicho apoyo desembocaban en largos trámites que hacían que un proyecto más ambicioso no fuera viable; además de las complicaciones que se presentarían al tratar de conjuntar el equipo multidisciplinario que se requería para este proyecto; esto nos orilló a valernos de favores para poder realizar esta investigación. En ocasiones acudimos a bajar información de Internet en idiomas que representaban una gran barrera del lenguaje: japonés, ruso ó alemán. En otras, las más de las veces, tuvimos que conformarnos sólo con resúmenes o *abstracts* de artículos para sustentar nuestro trabajo.

Por otro lado, los recursos materiales y económicos solicitados al CONACYT nos fueron rechazados y tal y como comentamos anteriormente, el realizar un nueva solicitud implicaría una espera larga, tediosa y sin valor para la investigación realizada, haciendo que todos los recursos necesarios fueran proporcionados por nosotros mismos y, como se mencionó antes, por favores de conocidos. Todo lo anterior limitó en gran medida los objetivos y el alcance que pretendíamos para esta investigación, además de que atrasó nuestra tesis en tiempo e hizo que los resultados se dieran más dentro del ámbito teórico y no en la práctica, lo que habría arrojado datos mas reales y de mayor aporte para futuras aplicaciones.

6.2. CONCLUSIONES

En nuestra carrera, los campos magnéticos son un tema común y más que conocido; sin embargo resulta algo nuevo cuando se trata de involucrar a los mismos en la interacción con los tejidos vivos, y más específicamente con su utilidad en la rehabilitación del sistema óseo. Después de leer

diversos artículos y documentos que hablan sobre los campos magnéticos y su uso común en la medicina, comprendimos el amplio entorno en el cual podemos aplicarlos pretendiendo con ello obtener un beneficio social y humano, especialmente por el área que elegimos, lo cual nos permitió comprender entonces el objetivo principal de un ingeniero: Trabajar con la tecnología y aplicarla para modificar el entorno que nos rodea, en beneficio de la sociedad.

La tecnología láser tampoco es desconocida para nuestra carrera y sus efectos sobre la salud son aún más conocidos, sobre todo por los avances tecnológicos que se presentan diariamente; tal es el caso de su uso en la oftalmología y la odontología, ambas en el ámbito médico. De igual manera, después de leer documentación acerca de su empleo en la rehabilitación ósea, comprendimos que la tecnología láser de baja intensidad también posee un amplio campo de aprovechamiento, pues sus efectos pueden emplearse igualmente para mejorar la calidad de vida de las personas de acuerdo al daño en su salud y sus posibles formas de rehabilitación.

Aún cuando los resultados de la experimentación realizada no fueron del todo satisfactorios por las restricciones antes mencionadas, los instrumentos de laboratorio empleados constituyeron una gran ayuda para el cumplimiento de los objetivos trazados al inicio del proyecto, pues al comparar los resultados obtenidos en las simulaciones, con los valores teóricos calculados y con los resultados experimentales, observamos que no existían diferencias notables ó considerables; esto a pesar de que los mismos laboratorios empleados, no evitaron que los factores ambientales y los efectos que pueden producir ciertos aparatos electrónicos, tuvieran influencia en torno a los dispositivos diseñados, construidos, transportados y probados.

Así mismo, otra conclusión es que esta tesis es una opción innovadora en medicina al considerar la interacción simultanea de los campos magnéticos pulsados y la radiación láser de baja potencia con un paciente que presente una fractura ósea en cualquier parte del cuerpo (principalmente las extremidades inferiores, para las cuales ha sido pensado el sistema diseñado), buscando conjuntar los beneficios de ambos métodos, ya que los resultados obtenidos se aproximan a los de otros investigadores quienes reportaron, en innumerables casos, resultados positivos tanto de los campos magnéticos como de la radiación láser. Sin embargo, para poder llegar a una verdadera opción aún

faltan hacer pruebas y experimentaciones más profundas y prácticas sobre un modelo animal y, aun más, sobre pacientes.

Y ya que mencionamos el tema del sistema que diseñamos y construimos; al completar la investigación teórica presentada que nos ayudó a obtener los datos calculados y al compararlos con los resultados experimentales, tanto los simulados, como los obtenidos en las pruebas realizadas, concluimos que al ser tan similares unos de los otros, el diseño cumple con los principios de diseño que aquí establecimos después de estudiar y analizar los trabajos de otros investigadores en torno a los temas involucrados, aunque habría sido ideal poder mostrar un comparativo de nuestro proyecto, que combina ambos tipos de terapias, y algún otro sistema parecido diseñado anteriormente. Sin embargo hasta ahora no ha sido posible encontrar un sistema ó instrumento que plantee un uso similar al que presentamos en esta tesis.

6.3. TRABAJO FUTURO

Si bien encontramos que algunos sistemas se emplean para prestar terapias de rehabilitación sobre fracturas, utilizando ya sea terapia láser o de campos magnéticos por separado, ninguna las combina; por lo que, aunque nuestro diseño presenta algunas limitantes técnicas, analizando los resultados obtenidos durante la experimentación, concluimos que el sistema propuesto puede cumplir con las tareas de aplicación de campos magnéticos pulsados y de terapia láser combinados sobre las fracturas sin que se presenten efectos secundarios. Cabe mencionar que esto lo comprobamos utilizando el sistema para aplicar la terapia en tres personas, una de ellas con clavos quirúrgicos para fijar la fractura, y observar que no se manifestaron síntomas contraproducentes ni molestias, excepto en un caso en el que, por aplicar luz láser en exceso, se produjeron pequeñas molestias en la zona irradiada.

Se requiere hacer pruebas experimentales adicionales para observar si realmente los tiempos de recuperación son menores a los obtenidos actualmente utilizando las terapias conocidas hasta ahora y que la calidad del nuevo hueso formado sea adecuado, en lo que se refiere al campo magnético pulsado y al rayo láser, es de nuestro interés realizar pruebas en las diferentes etapas de la

consolidación, con la finalidad de estudiar sus efectos y en qué momento resultan con mayor beneficio.

Hacer experimentos comparativos aleatorizado, en los que se tendrían un grupo control y varios grupos de experimentación a los que se les aplicaría terapia láser, terapia de campos magnéticos pulsados y la combinación de ambas terapias, para poder así tener un punto de comparación sobre los efectos de cada terapia y que podamos saber cual es la terapia que más acelera la consolidación ósea y comprobar que nuestra propuesta es la que mejores resultados arroja.

Para determinar cual proporciona mejores resultados se pueden realizar estudios biomecánicos que permitan analizar la funcionalidad y resistencia del hueso y estudios de histomorfometría, química sanguínea, microscopía electrónica, entre otros, que nos darían resultados cualitativos y cuantitativos tanto a nivel celular como a nivel macroscópico de la calidad del hueso formado.

Una vez terminadas las pruebas experimentales, aún quedan muchas cosas por mejorar, entre ellas está el diseño de las bobinas, ya que el actual resultó muy voluminoso y pesado, lo que es poco práctico y hasta molesto para el paciente, lo cual sería una razón para que dejara el tratamiento; además, el campo magnético depende mucho de la separación de las bobinas, por lo que el tratamiento o el diseño tiene que cambiar para personas con sobrepeso o para las que el sitio de la fractura no entrara entre las dos bobinas, por ejemplo, si la fractura fuera en el muslo o la cadera. También buscaremos un diseño más ergonómico y práctico, que se logre adaptar a las diferentes fracturas que se puedan presentar, sin importar el peso, la talla de la persona o la parte del cuerpo en el que se encuentre la fractura y con el cual el paciente no tenga ningún inconveniente de poder aplicarse la terapia aún en su domicilio.

Otro aspecto a tomar en cuenta es que el tiempo de aplicación de la terapia de campos magnéticos es muy largo, por lo que es menester encontrar opciones alternativas dentro de esta terapia. Una opción es la terapia de campos magnéticos combinados que, según algunas investigaciones, han bajado los tiempos de aplicación de la terapia de más de 10 horas a aproximadamente 30 minutos, con los mismos resultados.

También habría que analizar si es posible el uso de leds de alta potencia en lugar del láser, debido a que los primeros son mucho más baratos y harían a este tipo de terapia mas accesible para las personas de bajos recursos. Aunque todavía faltan por hacer muchas pruebas para determinar si la radiación de los leds llegaría a los huesos sin que haya demasiada pérdida de energía debida a la absorción y la dispersión que ocurre dentro de los tejidos.

Finalmente y como se presentó dentro de ésta sección para el proyecto propuesto, haríamos las pruebas experimentales sobre seres vivos para concretar la teoría presentada y analizar los resultados de la terapia combinada con los nuevos dispositivos elegidos. Como se mencionó antes, dejamos abierta la posibilidad de trabajar sobre el tema con mayor profundidad en un futuro cercano.