

45
2es-



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERIA

BIOMECÁNICA DE LA COLUMNA VERTEBRAL

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:
INGENIERO MECÁNICO ELECTRICISTA
(ÁREA MECÁNICA)

P R E S E N T A
ROBERTO CRUZ NURICUMBO

DIRECTOR DE TESIS
ING. ÁLVARO AYALA RUIZ



MEXICO, D.F.

1998

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

266011.



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

*A José Antonio y Lourdes
con inmenso amor.*

*A Guayo y Lulú por
su apoyo incondicional.*

*A mis abuelos, amigos y maestros con
eterno agradecimiento.*

Introducción.**Objetivo.****1 Estructura y fisiología ósea.**

<i>1.0 Estructura ósea y crecimiento</i>	1-3
<i>1.1 Estructura del hueso.</i>	3-7
<i>1.2 Fisiología del hueso.</i>	7-9
<i>1.3 Células óseas</i>	9-10
1.31 Osteoclastos	10
<i>1.4 Matriz orgánica.</i>	10-12
1.41 Colágeno.	12
1.42 Osteocalcina	13
1.43 Osteonectina.	13
1.44 Trombospodina.	13
1.45 Fibronectina.	13
<i>1.5 Componente mineral o fracción inorgánica del hueso</i>	13
<i>1.6 Remodelado óseo.</i>	13
<i>1.7 Factores que regulan el remodelado óseo.</i>	14
<i>1.8 Glosario.</i>	14-16

2 Técnicas de análisis para el hueso.

<i>2.0 Galgas extensométricas.</i>	17
<i>2.1 Técnicas para evaluar la densidad mineral del hueso.</i>	19-20
2.11 Absorciometría simple por energía de fotón(SPA) y absorciometría simple mediante rayos X(SXA).	20
2.12 Tomografía computarizada cuantitativa(QCT).	21
2.13 Absorciometría por energía dual mediante rayos X(DXA)	21-22
2.14 Absorciometría radiográfica (RA).	22-23
2.15 Mediadas de hueso ultrasónicas(UBA).	23-24

3 Esfuerzo y deformación.

<i>3.0 Carga sobre un cuerpo</i>	25-26
<i>3.1 Concepto de esfuerzo.</i>	26-28
<i>3.2 Deformación.</i>	28-29
<i>3.3 Deformación angular.</i>	29-30
<i>3.4 Relación de Poisson.</i>	30

3.5	<i>Ley de Hooke</i>	30-32
3.6	<i>Factores de composición</i>	
3.6.1	<i>Porosidad</i>	32-33
3.6.2	<i>Mineralización.</i>	33
3.6.3	<i>Densidad.</i>	33
3.7	<i>Factores de organización</i>	33
3.7.1	<i>Arquitectura trabecular</i>	33-34
3.7.2	<i>Arquitectura del hueso cortical</i>	35
3.8	<i>Organización de las fibras de colágeno</i>	35
3.9	<i>Fatiga</i>	35

4 Metodologías de experimentación en el hueso vertebral.

4.1	<i>Metodología No. 1</i>	36-41
4.2	<i>Metodología No 2</i>	41-46
4.3	<i>Metodología No.3</i>	46-48
4.4	<i>Metodología No.4</i>	49-52
4.5	<i>Metodología No 5</i>	52-53

5 Metodología Propuesta.

54-59

6 Conclusiones.

Apéndice A.

Bibliografía.

Introducción.

Este trabajo comprende en el capítulo uno, un estudio sobre la estructura y fisiología ósea, en el número dos las diferentes técnicas de análisis para el hueso, en el tres el marco teórico para obtener las propiedades mecánicas buscadas y en el capítulo 4 las diferentes metodologías propuestas por investigadores para analizar la columna vertebral, todo esto sirviendo como respaldo para proponer una metodología de investigación en el capítulo 5, para obtener la relación de Poisson y el módulo de elasticidad.

Una de las áreas de estudio del ingeniero mecánico son las propiedades mecánicas de los materiales que existen; mediante el conocimiento de estas propiedades, el ingeniero puede utilizar el material que más se adecue a sus necesidades. El conocer las propiedades mecánicas de los materiales nos permite sustituir un material por otro que cumpla con las mismas funciones que el que se sustituye. Esta sustitución se hace con el fin de disminuir los costos de fabricación, el peso del material, así como para obtener una mejor calidad del producto terminado. Para poder obtener las propiedades mecánicas de un material es necesario conocerlo estructuralmente, así como entender como se comportará el material y determinar el proceso de conformado, de esta manera uno puede indicar como serán las características del material; su dureza resistencia a la tensión, a la compresión, etc. o si este tendrá un comportamiento isotrópico o anisotrópico y si será un material homogéneo o heterogéneo. Esto se hace para que el material trabaje de la manera más óptima para lo que se desea su utilización.

De este modo el hueso humano es un material y por lo cual es importante conocer sus propiedades mecánicas. La biomecánica es una nueva área de la ingeniería que estudia y explica lo relacionado con el ser humano, comprender la función de todas las estructuras del cuerpo y encontrar las diferentes propiedades físicas que son útiles en ingeniería, conociendo la resistencia de los huesos, músculos, tendones, ligamentos, grados de libertad de las articulaciones, etc., teniendo con esto otro campo de investigación y desarrollo.

El presente estudio está enfocado hacia la columna vertebral, ya que es una estructura sumamente importante en el organismo puesto que es la encargada de proteger la médula espinal, la cual se encarga de enviar los impulsos nerviosos provenientes del cerebro al resto del cuerpo, además sirve de sostén para las diferentes estructuras del cuerpo y permite rotación y flexibilidad al tronco, convirtiéndose en la estructura fundamental para el movimiento del individuo.

En la actualidad existen diversos trabajos de investigación acerca de las propiedades mecánicas del hueso en el ser humano, sin embargo las propiedades encontradas, varían dependiendo de la edad, sexo, población y del lugar donde se realizó la investigación. Por otro lado no se tiene datos precisos de estas propiedades en la población mexicana[36].

De esta manera el objetivo de este trabajo es establecer una metodología a seguir para obtener la relación de Poisson y el módulo de elasticidad de la columna vertebral, lo cual ayudará a entender y estudiar el comportamiento de la estructura vertebral y el diseño de prótesis.

En este trabajo se involucran las diferentes técnicas para observar o analizar el cuerpo humano más ampliamente difundidas en el mundo. De tal modo al comprender la embriología fisiología y patologías del hueso se esta abriendo un nuevo horizonte de estudio para la ingeniería mecánica

En la UNAM el estudio de la columna vertebral esta siendo desarrollado por el Ing. Álvaro Ayala Ruiz, jefe del Laboratorio de Ingeniería Mecánica Asistida por Computadora, el cual esta encargado del modelado mediante elemento finito de la columna vertebral, dentro de la Facultad de Ingeniería, por el M. en Ing. Armando Ortiz Prado, encargado de los diferentes ensayos en el material, por la Doctora Cristina Piña Barba quien pronto se incorporará al grupo de investigación la cual realiza investigación de biomateriales de sustitución, en el Instituto de Investigaciones en Materiales de la UNAM y por el Médico Felipe Miguel Camarillo jefe de investigación y coordinador del modelo de columna, del Servicio de Ortopedia del Hospital General de México.

Objetivo:

Establecer una metodología a seguir para obtener la relación de Poisson y el módulo de elasticidad de la columna vertebral.

Capítulo 1.

Estructura y fisiología ósea.

Introducción.

los elementos estructurales, aceleraciones, esfuerzos e impactos que sufre el cuerpo, pueden entenderse, debido a la biomecánica. La biomecánica puede ser definida como la simple aplicación de los principios de los mecanismos a los organismos biológicamente vivos. El rol de los mecanismos en problemas biomecánicos es similar a los ingenieriles. Los principios estáticos, son usados para determinar la fuerza en los músculos, tendones, huesos y articulaciones, los principios dinámicos son requeridos para analizar el movimiento del cuerpo y cuando el sujeto es sometido a vibración e impacto. La biomecánica es un campo interdisciplinario que involucra muchas áreas de la medicina, como la fisiología, anatomía, cirugía, ortopedia, cirugía plástica, cirugía general, patología, radiología, así como las ramas de la ingeniería aplicadas al estudio de los mecanismos. Lo que realmente desea la biomecánica es proveer el conocimiento necesario que permita a los científicos de varias disciplinas comunicarse y entenderse y de esta manera que cada parte haga su máxima contribución.[1]

El capítulo 1 es una pequeña introducción hacia la estructura y la fisiología ósea, la manera en que el hueso obtiene los nutrientes necesarios para realizar sus funciones, enfocado al hueso de la columna vertebral muestra la estructura y las regiones de la columna vertebral.

1.0 Estructura ósea y crecimiento

El hueso es un tipo de tejido conjuntivo, compuesto por células especializadas y fibras de proteínas entrelazadas en una matriz similar a una gelatina formada por agua, sales minerales e hidratos de carbono, el tejido óseo no es completamente rígido se descompone y reconstituye continuamente, modificando su forma y proporción durante el crecimiento o en respuesta a una herida.

De esta manera podemos observar estructuralmente la composición del hueso humano, no importa de que parte del cuerpo se este hablando, el hueso tiene la misma estructura. (Figura 1.0)[10]

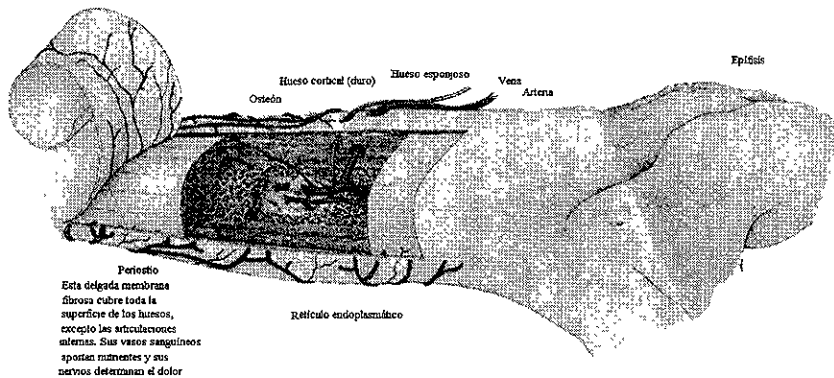


Figura 1 0 Estructura del hueso

Un diagrama esquemático de algunas de las principales características microestructurales de un hueso maduro, observado tanto en una sección transversal como longitudinal (figura 1.11). Se incluyen áreas de hueso compacto y hueso esponjoso. El área central en la sección transversal simula una microradiografía. La densidad reflejada varía sobre la mineralización. Observa la distribución de las lagunas de osteonas, la construcción de las osteonas, los conductos de Havers y su contenido, espacios de reabsorción y las diferentes vistas de la estructura básica de la laminación del hueso.[7]

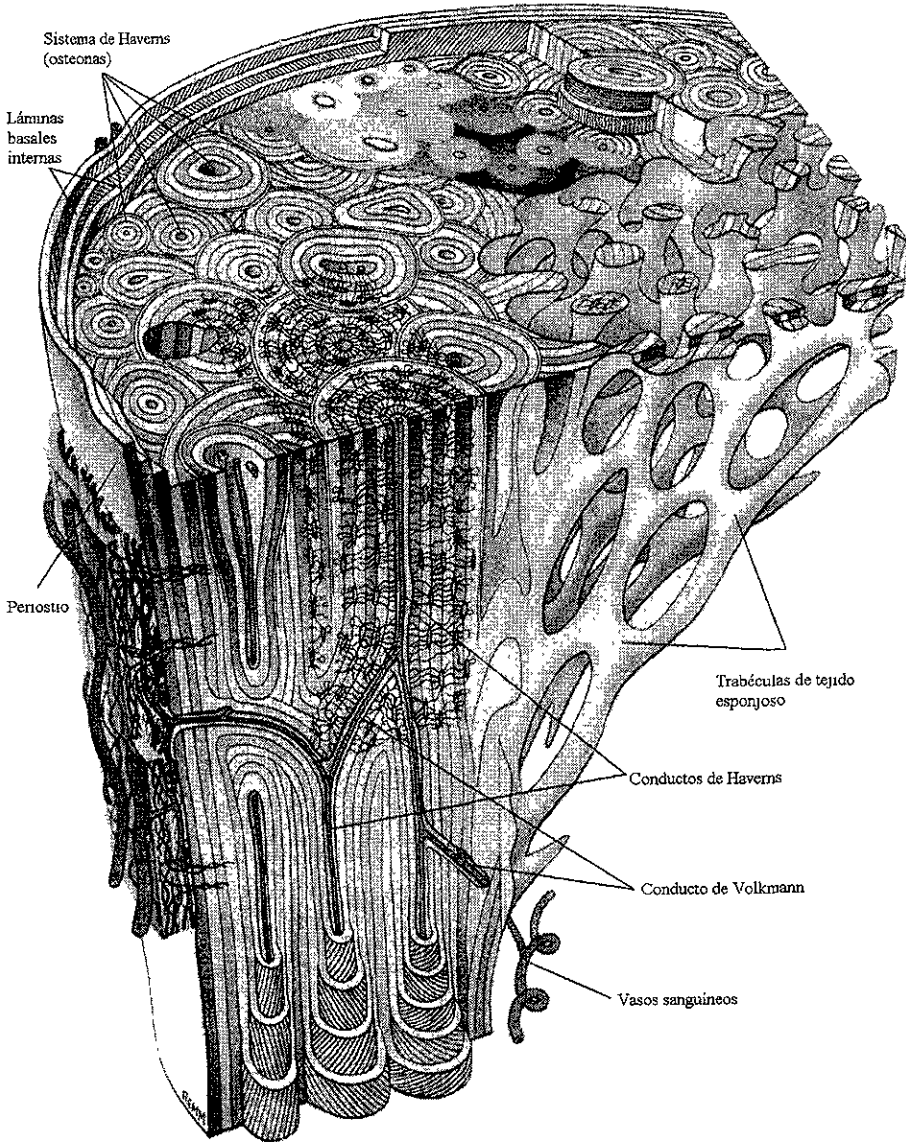


Figura 1.11 Diagrama esquemático de algunas de las principales características microestructurales de un hueso maduro, visto en sección transversal y longitudinal.

La figura 1.12 muestra un osteón que es una unidad de hueso compacto que consta de un conducto central alrededor del cual se disponen células óseas concéntricas.[10]

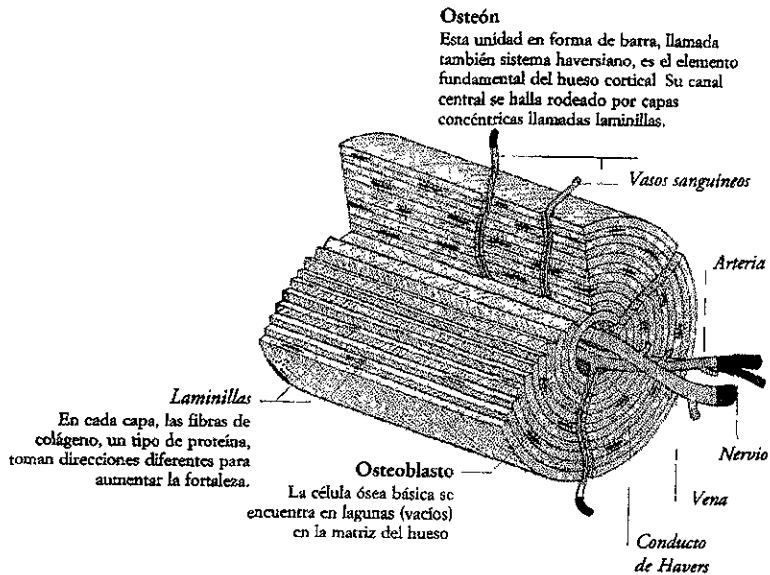


Figura 1.12 Corte transversal y longitudinal de una osteona.

1.1 Estructura del hueso.

A lo largo del cuerpo central de un hueso largo y maduro, está el canal medular, que contiene: médula ósea roja (un tejido blando que produce células de la sangre), médula ósea amarilla (tejido graso en su mayor parte) y vasos sanguíneos. Rodeando la médula ósea (Figura 1.13) hay capas de hueso esponjoso (Figura 1.14), cuyas cavidades también contienen médula, y capas de hueso cortical. Pequeños canales transversales conectan el canal medular con el periostio, la delgada membrana que cubre la superficie del hueso. El desarrollo de los huesos a partir del nacimiento descienden de precursores cartilaginosa. (Figura 1.15)

Médula ósea
Contenida en las cavidades óseas, la médula es un tejido blando y graso. La roja está presente en todos los huesos al nacer, y va siendo sustituida gradualmente por la amarilla, permanece en algunos huesos para producir nuevas células de la sangre.



Figura 1.13 Médula ósea.

A la derecha se muestra la estructura en forma de enrejado del hueso esponjoso, compuesta por prolongaciones óseas llamadas trabéculas, que se disponen a lo largo de las líneas de mayor presión o tensión, lo que hace que los huesos sean fuertes pero ligeros



Figura 1.14 Hueso esponjoso.

En esta tesis se propone una metodología de análisis del hueso de la columna vertebral por lo tanto se da una explicación breve de la constitución de la columna vertebral

La columna esta configurada por tres tipos principales de vértebras individuales, cada uno de forma diferente; cervicales en el cuello, torácicas en la parte superior de la espalda y lumbares en la parte inferior. Tanto el sacro en forma de cuña, como el cóccix en forma de cola, en la base la columna se compone de varias vértebras soldadas. Entre una vértebra y otra existen discos cartilagosos que separan a las vértebras, estos componentes sirven como colchón ante la presión, al girar, llevar peso o saltar.

Cada región de la columna esta adaptada a su función. Las vértebras cervicales sostienen la cabeza y el cuello, las vértebras torácicas anclan las costillas y las fuertes regiones de la parte inferior tienen que soportar el peso y ofrecer un centro de gravedad estable durante el movimiento.

Ya que el estudio de este trabajo va enfocado a la zona lumbar, a continuación se muestra una vértebra lumbar típica (Figura 1.5)

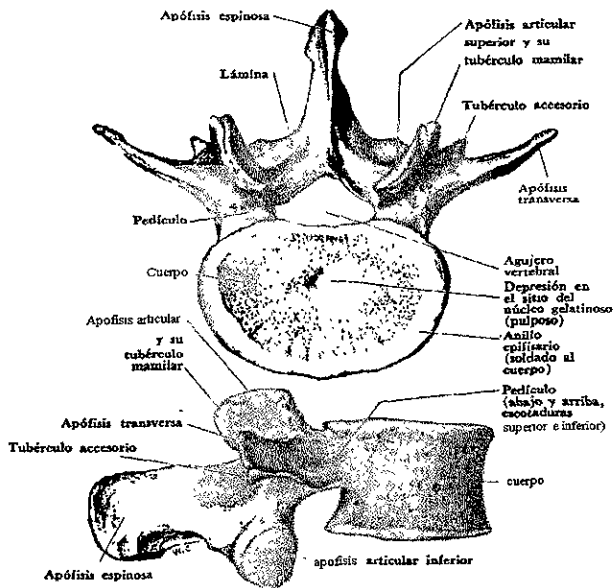


Figura 1.5 Típica vértebra lumbar

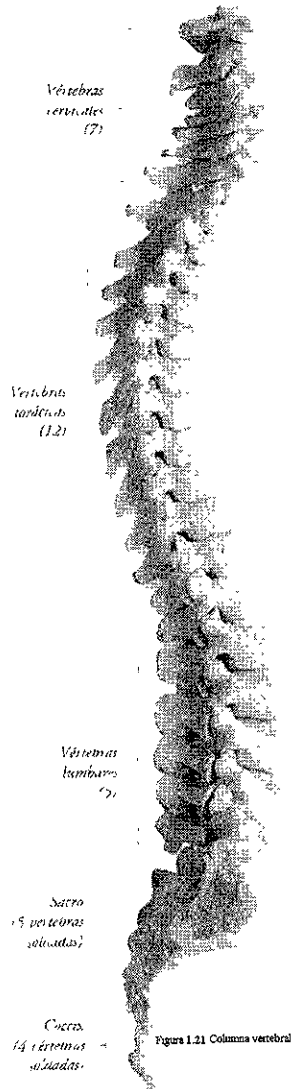


Figura 1.6 Columna vertebral.

De esta forma la vértebra se divide en:

- **Cuerpo.**
- **Apófisis transversales.**
- **Proceso espinoso.**
- **Procesos laterales superiores e inferiores.**

El cuerpo sirve para amortiguar mediante aire y dar movimiento a la columna, así como, proteger diferentes estructuras como la vena cava, médula espinal, dura madre la cual viene desde el cerebro, etc.

Apófisis transversas; sirven para articularse con las otras vértebras, no de una forma importante y sirven como inserción de algunos músculos, principalmente abdominales.

Procesos laterales, ayudan en una forma más directa en la articulación de la vértebra e inserción de algunos músculos.

El proceso espinoso o apófisis espinosa, sirve como articulación de las demás vértebras.[10]

1.2 Fisiología del hueso.

El hueso es un tejido dinámico, profusamente vascularizado e innervado, en permanente interconexión con la sangre y en continua remodelación. Por un lado desempeña una función estructural y, por el otro, de depósito de mineral.

Desde un punto de vista estructural, el hueso es un tejido conectivo mineralizado y básicamente adopta dos variedades:

- a) hueso cortical o compacto.
- b) hueso trabecular o esponjoso.

El hueso compacto (en diáfisis de huesos largos, láminas externas e internas de los planos y periferia de los cortos), visto al microscopio posee una estructura con conductos o canales que discurren en paralelo a lo largo del mismo. Estos conductos ya descritos en 1691 por Compton Haverns, tienen un diámetro de 10 a 350µm. En el interior de los más finos corren

un capilar y una vénula, en los medianos una arteriola y una vénula, y en los conductos de mayor diámetro se hallan varios vasos sanguíneos linfáticos y fibras nerviosas en algunos de ellos. Concéntricamente a cada conducto de Havers se disponen las láminas óseas, que forman un cilindro dando lugar a las osteonas.(Figura 1.7)

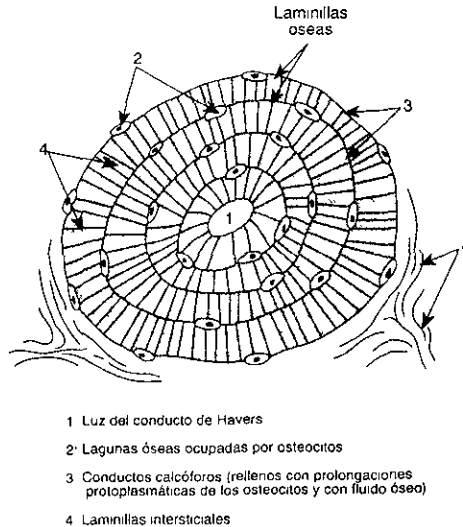


Figura 1 7 Corte transversal de una osteona.

El hueso trabecular(presente en la parte central de los huesos cortos, en el diploide de los planos y en las epífisis de los largos), carece de conductos de Havers, posee cavidades areolares ocupadas por médula ósea, y sus láminas se disponen alrededor de esas cavidades.

Tanto el hueso compacto como el trabecular se componen de: células; matriz orgánica o sustancia osteoide, sintetizada por células óseas específicas y sustancia mineral.

De este modo el hueso es un tejido viviente con una matriz de colágeno que ha sido impregnada con sales minerales, especialmente fosfatos de calcio. Por su alto contenido en calcio y fósforo, desempeña un papel fundamental en la homeostasis del calcio. Protege órganos vitales y por la rigidez que ofrece, permite la locomoción y sostener pesos contra la fuerza de gravedad. Es un tejido vivo; el hueso se reabsorbe continuamente y nuevo hueso se vuelve a formar, soportando cargas y esfuerzos al que se somete. Contiene muchos vasos y su riego sanguíneo es de 200ml/min a 400ml/min en un adulto.

La proteína de la matriz ósea es principalmente colágeno del tipo I, que también es la principal proteína estructural de los tendones y de la piel. Este colágeno, que peso por peso es tan fuerte como el acero, está elaborado de una hélice triple de tres polipéptidos unidos entre sí de manera apretada. Dos de estos son polipéptidos α_1 idénticos codificados por un gen y el otro es un polipéptido α_2 codificado por un gen diferente.

Deben de existir cantidades adecuadas tanto de proteínas como de minerales para la conservación de la estructura ósea normal. Los minerales en el hueso se encuentran principalmente bajo la forma de hidroxapatitas, que tienen la fórmula general de la ecuación número uno.



Estas sales forman cristales que miden 20·3·7 nm. También se encuentran sodio y pequeñas cantidades de magnesio.

La mayoría de los huesos están formados por una capa externa de hueso compacto que rodea al hueso trabecular y en muchas ocasiones, una cavidad de médula ósea. El hueso trabecular o esponjoso está hecho de espículas óseas separadas por espacios. El hueso compacto es mucho más duro y menos activo metabólicamente. En el hueso esponjoso los nutrientes se difunden del LEC (Líquido extracelular) óseo al interior de las trabéculas, pero en el hueso compacto los nutrientes son proporcionados por los conductos de Havers, que contienen vasos sanguíneos. Alrededor de cada conducto de Havers, el colágeno está dispuesto en capas concéntricas que forman cilindros llamados osteones o sistemas de Havers.

1.3 Células óseas.

La cavidad medular de los huesos posee un estroma, compuesto por elementos de tejido conectivo que sirve de base estructural para la hematopoyesis. En dicho estroma, se distinguen los siguientes tipos de células: adipocitos, mastocitos, macrófagos y osteoblastos. Estudios experimentales recientes relacionan a la célula madre con la osteogénesis. Así, esas células mesenquimales indiferenciadas, ascendientes de diferentes familias de células progenitoras (proeritoblastos, mieloblastos, linfoblastos, megacarioblastos), podrían ser también el origen de las dos estirpes de células osteogénicas: osteoblastos y condroblastos.

Por otra parte en el hueso se hallan osteoclastos un tipo de células de controvertido origen embriológico, encargadas de la reabsorción ósea.

Los osteoblastos son células grandes, derivadas de los preoblastos, a su vez provenientes de células mesenquimales primitivas. Son visibles con el microscopio en dos formas diferentes:

- a) Osteoblastos activos (o tipo I).
- b) Osteoblastos inactivos (u osteoblastos tipo II o células de revestimiento).

Los osteoblastos activos sintetizan la sustancia o matriz osteoide, y aunque esta sustancia se mineralice, los osteoblastos siguen siendo células vivas.

Los osteoblastos activos, una vez sintetizada la matriz apropiada para un área ósea determinada pueden seguir dos caminos: o bien quedar englobados en la matriz osteoide, dando lugar a los osteocitos, o derivar a osteoblastos inactivos. (Figura 1.8)

1.31 Osteoclastos.

Constituyen el otro tipo de células involucradas específicamente en los procesos de modelado y remodelado óseo; estas células se encargan de la reabsorción ósea, poseen la capacidad de reabsorber la matriz osteoide mineralizada. (Figura 1.9)

1.4 Matriz orgánica.

La matriz orgánica o sustancia osteoide fue descrita por primera vez en 1853 por Virchow, compuesta esencialmente por proteínas, sintetizada y segregada por los osteoblastos, representa alrededor del 35% del peso óseo.

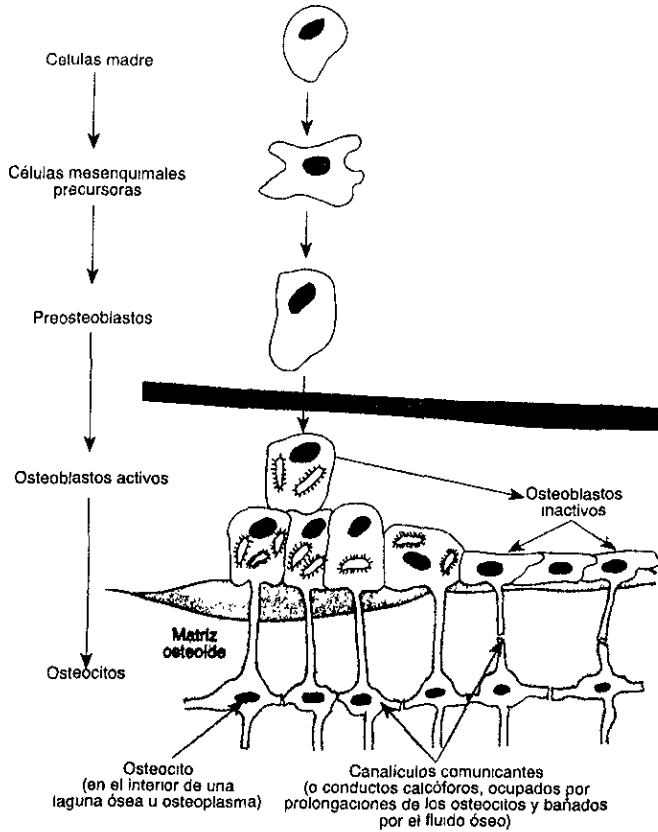


Figura 1.8 Familia del osteoblasto.

Tabla No 1 Proteínas de la matriz osteoide.

Proteína.	%
Colágeno.	90
Osteonectina.	2.3
Osteocalcina.	1.5
Sialoproteínas.	0.9
Fosfoproteínas.	0.9
α_2 HS-glicoproteína.	0.5
Proteoglicanos.	0.4

Albúmina	0.3
MGP*	0.2
Otras	3

* MGP: proteína de la matriz con ácido gamma-carboxiglutámico.

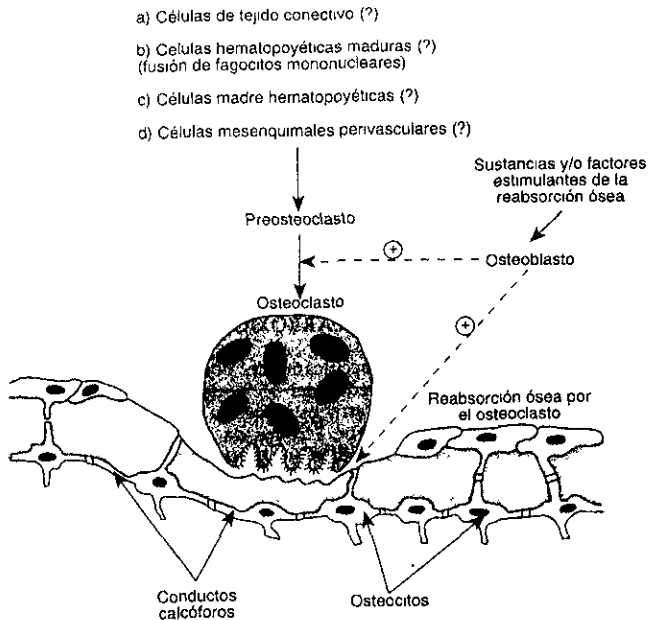


Figura 1.9 Representación esquemática del origen y acción del osteoclasto.

1.41 Colágeno.

Aproximadamente un 90% de la matriz osteoide es colágeno del tipo I, una forma de colágeno intersticial presente también en la piel y en los tendones.

1.42 Osteocalcina.

Sintetizada específicamente por los osteoblastos, representa alrededor del 15% de las proteínas no colagenadas de la matriz osteoide.

1.43 Osteonectina.

Esta glicoproteína de 29 kd de Pm constituye algo más del 20% de las proteínas no colagenadas de la matriz osteoide.

1.44 Trombospodina.

Además de en la matriz osteoide esta glicoproteína se encuentra en plaquetas y células del tejido conectivo, posee la capacidad de combinarse con iones Ca^{2+} y su acción fisiológica sería semejante a la de la osteonectina.

1.45 Fibronectina.

Se compone de dos subunidades muy parecidas entre sí, cada una de ellas con regiones definidas para su combinación con sustancias específicas (colágeno, heparina, fibrina, superficies celulares, etc.).

1.5 Componente mineral o fracción inorgánica del hueso.

El mineral representa alrededor del 65% del peso del hueso en seco. Se compone esencialmente de hidroxiapatita, un fosfato básico de calcio cuya unidad se representa como $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{OH}_2$ y, en menor proporción de magnesio, sodio, potasio, manganeso y flúor.

El cristal de hidroxiapatita se caracteriza por su pequeño tamaño 200-400 Å de largo, 20-40 Å de ancho y 10-12 Å de espesor, y su gran asimetría tanto física como electrostática le confieren la capacidad de favorecer un depósito de agua e iones en su superficie. Así, además de Ca^{2+} HPO_4^{2-} Mg^{2+} F^- Mn^{2+} Na^+ y K^+ .

1.6 Remodelado óseo.

Si el modelado óseo puede definirse como el proceso por el que los huesos crecen, adquieren y mantienen una determinada forma durante la infancia y adolescencia, el remodelado constituye un ciclo continuo y acoplado de reabsorción y reconstrucción de los huesos durante toda la vida del individuo. La reabsorción resulta de la degradación de la matriz osteoide y la disolución del componente mineral.

1.7 Factores que regulan el remodelado óseo.

Junto con factores vasculares y mecánicos, intervienen hormonas, factores de crecimiento citocinas y proteínas osteoinductoras en el remodelado óseo.[11]

Tabla No 2 Origen y funciones de los factores de crecimiento

Factor	Síntesis en tejido esquelético	Receptores en osteoblastos	Estimulación de proliferación en hueso	Estimulación de síntesis de matriz osteoide	Estimulación de la reabsorción
IGF	Sí	Sí	Sí	Sí	No demostrada
PDGF	No demostrada	Sí	Sí	Sí	Sí
FGF	No demostrada	Sí	Sí	Sí	No demostrada
EGF	No demostrada	Sí	Sí	No demostrada	Sí
TGF- α	No demostrada	Sí	Sí	No demostrada	Sí
TGF- β	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí

IGF Factores de crecimiento semejantes a la insulina
 PDGF Factor de crecimiento derivado de las plaquetas
 FGF Factor fibroblástico del crecimiento
 EGF Factor epidérmico del crecimiento
 TGF Factor transformante del crecimiento

1.8 Glosario.

Anastomosis.- Comunicación entre dos vasos o nervios.

Apófisis.- Eminencia natural de un hueso continua con este y de la misma sustancia; sirve para la inserción o la articulación muscular

Apófisis espinosa.- Porción de vértebra que se proyecta hacia atrás desde el arco y da inserción a los músculos.

Arco neural.- Arco de una vértebra, formado por sus pedículos y laminas.

Arteria.- vaso sanguíneo que distribuye la sangre expelida de las cavidades ventriculares del corazón.

Arteria vertebral.- Atraviesa los agujeros de las apófisis transversas cervicales.

Cartílago.- sustancia elástica, blanda flexible blanca o grisácea adherida a las superficies articulares óseas y que forma ciertas partes del esqueleto. Es una variedad del tejido conjuntivo.

Cóccix.- Hueso compuesto de pequeñas células rudimentarias que constituye el extremo caudal de la columna vertebral en el hombre.

Conductos de Havers.- Nombre dado a los conductos del tejido óseo compacto se anastomosan entre si y contiene vasos sanguíneos y linfáticos, nervios y médula.

Conducto de Volkmann.- Nombre dado a los conductos de la capa ósea subperióstica para los vasos sanguíneos, comunica con los Conductos de Havers.

Conducto vertebral.- Conducto formado por la reunión de las vértebras en el que se aloja la médula espinal.; o pasaje de las apófisis transversas de las vértebras cervicales para la arteria vertebral.

Diáfisis.- Lo que separa en dos partes; Cuerpo o tallo de un hueso largo comprendido entre los dos extremos o epífisis.

Dorso.- Porción posterior del tronco, desde la última vértebra cervical hasta la última vértebra lumbar; espalda.

Dorsolumbar.- relativo a la espalda y los lomos o a la porción lumbar de la columna vertebral.

Dorsoventral.- Relativo al dorso y al vientre o dirigido del dorso al vientre.

Epífisis.- Extremo de un hueso largo, unido al cuerpo o diáfisis de este por cartilago en la infancia pero que mas tarde forma parte del mismo hueso.

Morfología.- Estudio de la forma y estructura de los seres organizados y de las leyes que las rigen.

Núcleo pulpos.- Masa elástica semilíquida en el centro de un disco intervertebral.

Osteoblasto.- Cédula productora de tejido óseo contenida en las lagunas microscópicas óseas, llamada también osteoplastos.

Osteón.- Unidad de hueso compacto que consta de un conducto central alrededor del cual se disponen láminas óseas concéntricas

Osteonas.- Osteón.

Pedículo.- Porción delgada lateral de la vértebra que se une a la masa apofisaria con el cuerpo de aquella y limita los agujeros de conjunción.

Radiología.- Estudio de las radiaciones, especialmente de los rayos X, en sus aplicaciones al diagnóstico y tratamiento.

Sacro.- hueso corto, plano compuesto de cinco piezas soldadas (vértebras sacras).

Tejido conjuntivo o conectivo.- Tejido de sostén derivado del mesodermo, formado de fibras conjuntivas y elásticas y células o fibrocartílago.

Vasos sanguíneos.- Vaso que transporta sangre, lo son las arterias, las venas y los capilares.

Vena.- Vaso sanguíneo que conduce la sangre desde los capilares al corazón.

Ventral.- parte delantera de una estructura.

Ventrículo.- Cavidad pequeña.

Ventrolateral.- Ventral y lateral al mismo tiempo[3].

Capítulo 2.

Técnicas de análisis para el hueso.

Introducción.

Dado que se desea estudiar estructuralmente el hueso de la columna vertebral, para poder realizar experimentos sobre este, el siguiente capítulo muestra las diferentes técnicas para obtener información de nuestro organismo, así como el equipo más adecuado para realizar análisis de microdeformaciones sobre el hueso vertebral, de este modo el equipo utilizado son las galgas extensométricas.

2.0 Galgas extensométricas.

Las galgas extensométricas (strain gage) son instrumentos que nos sirven para medir microdeformaciones que experimenta un material, al aplicarle una fuerza; con esto y conociendo el módulo de elasticidad del material y aplicando la ley de Hooke podemos determinar el esfuerzo que el material sufre.

Para tener una selección adecuada del strain gage o galga, se deben seguir ciertos criterios básicos como ¿qué tipo de esfuerzo será medido?, la carga aplicada es estática o dinámica, el rango de operación de la temperatura, en que ambiente serán hechas las medidas, cuanto durará la prueba, cuáles son las propiedades del material y que tipo de gradientes están presentes en el campo de esfuerzos.

Para poder seleccionar la galga adecuada se utilizan seis parámetros principales, estos son:

- 1.- La longitud de la galga o indicador.
- 2.- El modelo utilizado.
- 3.- La serie o tipo de galga utilizada, es decir los materiales de fabricación.
- 4.- Diferentes opciones, en cuanto a los materiales de fabricación.
- 5.- La resistencia eléctrica.
- 6.- El número de auto compensación térmica.

La principal razón para que *la longitud de la galga* sea grande puede ser:

- a) Mayor área de contacto de la malla de la galga para una mejor disipación de calor
- b) Se obtiene un mejor promedio de la deformación obtenida, en materiales no homogéneos o compuestos.
- c) Fácil instalación.

Por otro lado si se desea medir en un lugar donde existe una concentración de esfuerzos es preferible utilizar galgas cuya longitud sea pequeña.

El modelo utilizado puede ser uniaxial cuando se conoce la dirección del esfuerzo principal, biaxial cuando se conoce la dirección de los esfuerzos principales, colocándola perpendicularmente y en forma de roseta ya sea a 60° llamada delta, o a 45° llamada triangular, cuando se desconoce la dirección de los esfuerzos.

El tipo de serie utilizado depende del material de la matriz, del conductor, de los puntos de soldadura, etc. y de esta manera junto con los *diferentes materiales de fabricación* se obtienen diferentes modelos para lo que se requiere.

De este modo una galga esta constituida generalmente de la siguiente manera: (Figura 2.0)

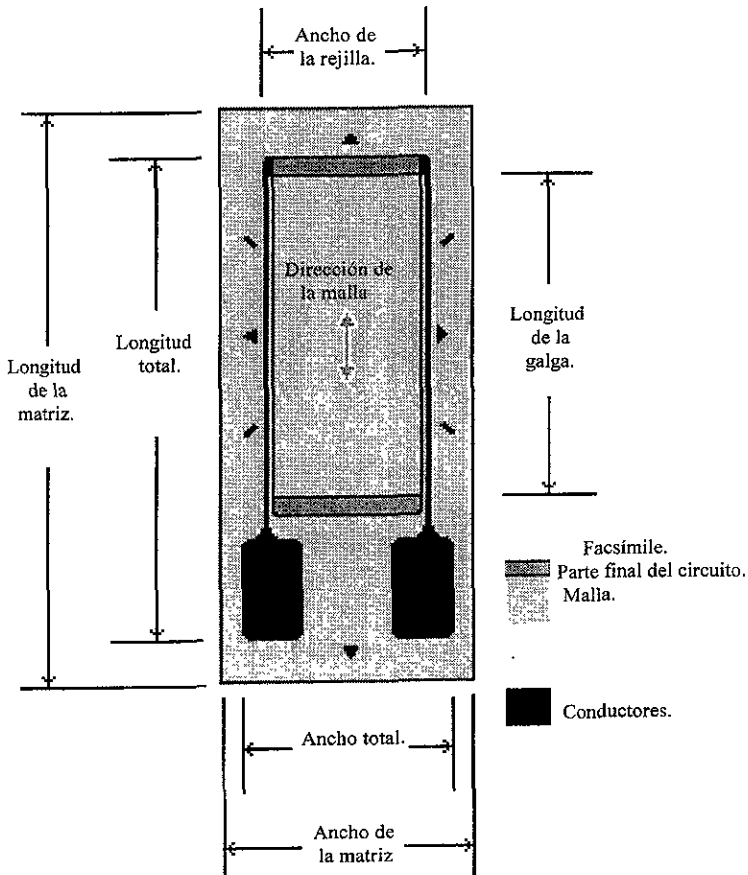


Figura 2.0 Características generales de una galga extensométrica.

La resistencia eléctrica de la galga debe ser adecuada para la instrumentación que se tiene y de esta manera obtener una buena experimentación y finalmente con el número adecuado de **autocompensación térmica (STC)**, el cual debe ser apropiado para el material con el que se esta experimentando, se termina la selección de la galga; ya que la resistencia eléctrica de la galga varía no solamente con el esfuerzo aplicado, sino también con la temperatura, este número debe ser capaz de compensar este tipo de errores.

A la galga se le colocan un par de cables que se unen al transductor (el transductor transforma los cambios de resistencia eléctrica a deformación unitaria), se recomienda que la orientación de los cables siempre sea paralela a la longitud mayor de la galga.

Ya que la galga es sumamente sensible, la superficie donde esta se colocará, debe estar limpia químicamente en su totalidad, para que este libre de contaminación antes de aplicar el adhesivo que la dejará adherida al material de prueba.

De este modo se utilizan desengrasadores, acondicionadores y neutralizadores

Los *desengrasadores* como su nombre lo indica sirven para quitar todo tipo de grasas o aceites adheridos a la superficie del material.

Los *acondicionadores* actúan como un moderado acelerador en el proceso de limpieza y los *neutralizadores* evitan cualquier reacción introducida por el acondicionador y produce una superficie óptima para la mayor parte de los adhesivos.

El principio de operación de las galgas extensométricas se basa en los cambios de resistencia eléctrica que sufre el conductor cuando es sometido a cambios en su longitud, de esta manera al aplicarle una fuerza al material este se deformará, produciendo un cambio en su longitud y la resistencia cambiara y con la ayuda del transductor tendremos la deformación unitaria que el material de prueba sufre.

Por otro lado las técnicas tradicionales de pegado del strain gage en la superficie del material se pueden aplicar también al hueso sin que estas causen un daño a este.[38]

2.1 Técnicas para evaluar la densidad mineral del hueso.

Esencialmente hay cuatro técnicas usadas para evaluar la densidad mineral del hueso, y estas son:

- 1.- *Absorciometría por energía dual mediante rayos X. (DXA)*
- 2.- *absorciometría por energía simple mediante rayos X. (SXA)*
- 3.- *Absorciometría radiográfica. (RA)*
- 4.- *Tomografía computarizada cuantitativa. (QCT)*

Son usadas en muchos lugares del cuerpo humano. Estas técnicas no revelan la causa de la pérdida de hueso pero si el grado de pérdida de este. La exactitud de cada máquina varía en un rango de 85 - 99%.

DEXA es la técnica actualmente mas precisa para obtener la densidad mineral del hueso. *(la densidad mineral del hueso indica la resistencia de este)*

DEXA es una técnica no invasiva que no causa dolor, de esta manera el equipo barre el cuerpo y una computadora con la interface adecuada imprime una imagen del área analizada y calcula la densidad mineral del hueso.

Las cuatro técnicas mencionadas arriba requieren que el paciente sea referido a donde se encuentra el equipo y también múltiples medidas se deben realizar para obtener la densidad mineral del hueso.

Otro método para medir la densidad mineral del hueso es midiendo la hidroxiprolina.

La hidroxiprolina urinaria refleja catabolismo de colágeno y a sido usada extensamente por muchos años como un indicador de la reabsorción, sin embargo los niveles de hidroxipatita pueden ser afectados por el tipo de vida.

2.11 Absorciometría simple por energía de fotón (SPA) y absorciometría simple mediante rayos X (SXA).

Una de las primeras pruebas utilizadas para la determinación clínica de la densidad del hueso fue SPA. Las medidas son generalmente realizadas en lugares apendiculares del esqueleto, como el antebrazo o el talón. Datos recientes revelan que las medidas en lugares apendiculares pueden indicar generalmente un rango de fractura, en cualquier lugar del esqueleto. Sin embargo la mayor parte de los expertos descartan la posibilidad de poder predecir la densidad del hueso o el riesgo de fractura de la espina y de la cadera (lugares primarios de fracturas).

Ventajas.

- Relativa facilidad en el examen.
- Precisión 1% - 2%
- Tamaño del equipo generalmente es muy pequeño.
- Bajo costo.
- Dosis relativamente baja de radiación (aprox. 10mR).

Desventajas.

- Incapaz de predecir exactamente la densidad del hueso en la cadera o la espina por SPA y SXA. Precisión de 30% - 40%.
- Bajos cambios en la densidad como respuesta a un tratamiento.
- No es capaz de detectar tempranamente pérdida de hueso.

2.12 Tomografía computarizada cuantitativa. (QCT)

La QCT usa una tomografía computarizada de barrido estándar equipada con un software de visión y aplicación para medir el estado mineral del hueso espinal. El costo de modificar el barrido mediante tomografía computarizada es relativamente bajo. Sin embargo, la mayor parte de los equipos de barrido mediante tomografía computarizada son extensamente utilizados para evaluaciones preoperatorias y aplicaciones de diagnóstico en general. Una elevada dosis (100 - 300mR) asociada con QCT limita la efectividad de esta técnica para rutinas de medición.

Ventajas.

- Puede medir específicamente el contenido de hueso trabecular de la columna.
- Elimina artefactos que degeneran en enfermedades (calcificación aórtica y esclerosis).
- el costo de los programas es de moderado a bajo.

Desventajas.

- Incapaz de medir lugares importantes de fractura como la cadera.
- Elevada dosis en la radiación.
- conflictos con otra operación prioritaria del CT.
- Error de precisión del 4 - 5%.

2.13 Absorciometría por energía dual mediante rayos X. (DXA)

Desde su introducción en 1987, la DXA ha llegado a ser el método de prueba para evaluar el contenido mineral del hueso. Reemplazando la tecnología de DPA. La versatilidad de DXA permite a los examinadores evaluar lugares primarios de fractura (cadera y columna) y muchos otros componentes del esqueleto, dando un rápido tiempo en el barrido (10s - 30s), baja dosis de radiación (normalmente de 3 - 5mR) y elevada precisión (error en la precisión < 1%).

Ventajas.

- Habilidad de medir en cualquier parte del esqueleto.
- Error en la precisión < 1%.
- Baja dosis de radiación normalmente de 3 - 5mR.
- Habilidad de seguir los cambios en la densidad del hueso en respuesta a un tratamiento.
- Elimina técnicas que tienden a formar enfermedades degenerativas.
- Rapidez y confortabilidad para el paciente.

Desventajas.

- Técnica de proyección, medida integral del hueso cortical y trabecular.
- Los artefactos pueden perjudicar las mediciones (nuevas técnicas laterales de medida han llegado a ser en algunos casos limitación para los pacientes).
- Muchos países requieren de un operador calificado.
- Se requiere un cuarto de examen adecuado. [20,32]

2.14 Absorciometría radiográfica (RA).

La absorciometría radiográfica es una técnica que se utiliza para medir la masa del hueso de radiografías, hechas en lugares periféricos; más comúnmente en la mano o en el talón. El principio de esta técnica fue descrito en 1939, y la RA, llegó a ser ampliamente utilizada como una técnica de investigación en la década de los 60's, aunque el interés en la RA a ido disminuyendo subsecuentemente desde entonces. Recientemente técnicas aplicables a la rutina clínica de la RA la han colocado como una técnica tan precisa como la DXA y SXA. En suma recientes estudios han demostrado que la asociación entre pérdida de masa y resistencia del hueso es medida. El bajo costo, así como no depender de equipo especializado han hecho de la RA una atractiva opción para el diagnóstico de la osteoporosis, para los diferentes especialistas.

El uso de película convencional de rayos X para diagnosticar la baja masa del hueso, a sido establecida. Sin embargo generalmente es difícil distinguir gradientes en la densidad del hueso sobre películas de rayos X hasta que la cantidad en la pérdida de hueso alcanza del 25% - 30%. La absorciometría radiográfica usa un método computarizado para leer y analizar películas estándar de rayos X.

La RA nos proporciona una medida cuantitativa de la densidad de los huesos de la mano o de la muñeca de una plano radiográfico determinado. Variables como el *voltaje, tiempo de exposición, calidad de la película y procesado de la película*, pueden afectar la aparente densidad de los huesos en una película común de rayos X; para compensar esto se colocan cuñas estándar de aluminio en la película de rayos X. Cualquier parte del cuerpo puede ser medida utilizando esta técnica. **La RA también se aplica a medir la densidad del hueso calcáreo.**

A lo largo del tiempo, con el desarrollo de la RA, se a tenido un interés en la medición del espesor del hueso cortical; una técnica usualmente referida como radiogrametría. Sin embargo datos obtenidos indican que el uso de la radiogrametría para el diagnóstico de la osteoporosis es falso. Sin embargo avances recientes para poder capturar y digitalizar las imágenes radiográficas y técnicas computarizadas para analizar imágenes, pueden corregir las diferencias como los factores y el grado de la exposición radiográfica y de este modo elevar la precisión y la calidad de la RA.

Muchas técnicas viejas para diagnosticar enfermedades relativas a los huesos siguen utilizándose con pequeñas modificaciones. Considerada como obsoleta, la absorciometría radiográfica con sus recientes modificaciones es comparable con otras técnicas para medir el hueso en términos de precisión exactitud y predecir fracturas.

El costo de la RA, esta compuesto del costo de generar la radiografía, el costo para enviarla al lugar de análisis y el costo de procesado por parte del laboratorio.

Actualmente hay una pequeña evidencia de que la DEXA es mejor para predecir fracturas que la RA.

Ventajas.

- No es necesario comprar equipo adecuado.
- Los resultados iniciales sugieren una precisión al menos comparable con la absorciometría simple mediante energía de fotón (SPA).
- Resultados iniciales sugieren que la absorciometría radiográfica tiene un diagnóstico sensitivo (habilidad de discriminar enfermo de sano).

Desventajas.

- Caro, relativamente el costo por medición.
- Requiere visitas del paciente. Un retraso de al menos varios días es incurrido entre el tiempo en que se tomaron los rayos X y el tiempo en que se obtiene el reporte, es físicamente referenciado.
- No hay datos disponibles de la capacidad de esta técnica para seguir cambios de densidad en respuesta al tratamiento.[20,32,34]

2.15 Medidas de hueso ultrasónicas. (UBA)

El ultrasonido es capaz de evaluar varias propiedades del hueso, como la densidad. Dos tipos de medidas han sido utilizadas; velocidad del sonido a través del hueso y la atenuación de la señal del ultrasonido como una función de la frecuencia como la señal de fase a través del hueso. Algunos investigadores sugieren que esas medidas pueden proveer información acerca de la arquitectura del hueso y de la resistencia mecánica. Estudios clínicos han demostrado que las técnicas de ultrasonido pueden ser exitosamente usadas para distinguir a pacientes normales de aquellos con fracturas y que el ultrasonido puede predecir la probabilidad de posibles fracturas. Esto puede, de tal modo ser una herramienta para predecir cuales pacientes están en riesgo de desarrollar futuras fracturas, especialmente en ambientes de práctica privados.

Ventajas.

- Relativa facilidad en el tiempo de examinación.
- Habilidad de distinguir el hueso normal, del hueso fracturado.
- barato.
- No hay dosis radiológica.
- Técnica de no ionizado.

Desventajas.

- Todavía no se tiene la habilidad de seguir la respuesta a la terapia.
- Precisión de los datos pueden ser falsos [32].

Capítulo 3.

Esfuerzo y deformación.

Introducción.

Al estudiar un material es necesario saber cuales serán los esfuerzos que este resistirá y las deformaciones a las que será sometido al aplicarle una carga, de esta manera este capítulo muestra los fundamentos necesarios para poder entender los conceptos de esfuerzo y deformación y la relación que estos guardan y por otra parte la determinación de las propiedades más importantes del hueso, como son la porosidad, la densidad y la mineralización.

3.0 Cargas sobre un cuerpo.

Al aplicarle una carga a un cuerpo, este responde mediante reacciones que equilibran al sistema, estas reacciones son tanto externas como internas; las reacciones externas las estudia la estática y las reacciones internas, las estudia la mecánica de materiales.

Las reacciones externas son aquellas fuerzas y/o pares de fuerzas que un cuerpo ejerce sobre otro, generalmente a través de alguna especie de dispositivo de conexión o restricción.

Las reacciones internas son fuerzas que una parte de un material ejerce sobre otra parte del mismo cuerpo, para mantener a todo este en un equilibrio estático.

De esta manera las reacciones internas (fuerzas) que genera el cuerpo, son producidas por las numerosísimas y pequeñas fuerzas de cohesión que ejercen partículas de material individuales en toda la sección transversal del cuerpo.

De este modo al hacer un corte transversal en una sección cualesquiera del cuerpo y analizarla nos damos cuenta que estas reacciones internas en forma general pueden estar representadas por una sola fuerza, un solo par o un sistema fuerza par. (Figura 3.0)

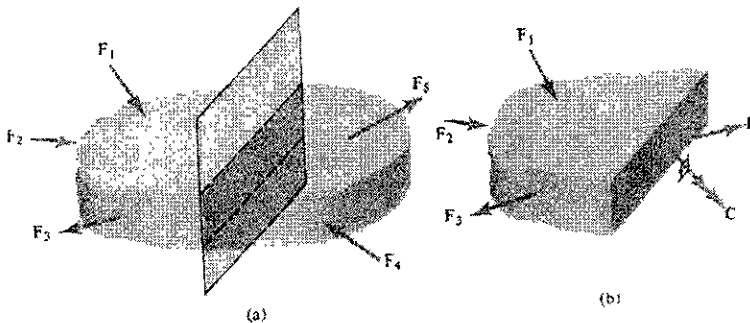


Figura 3.0 Reacciones internas de un cuerpo.

Aunque la fuerza y el par resultante son importantes, es más importante obtener sus componentes ortogonales al plano de corte, de este modo tendremos fuerzas y pares paralelos y perpendiculares o normales a dicho plano.

La fuerza normal al plano tiende a estirar al cuerpo y la fuerza paralela tiende a cortarlo.

Por otro lado tendremos un par tangencial que tiende a flexionar al cuerpo y un par normal que tiende a torcer al cuerpo. Como se ilustra en la figura 3.1

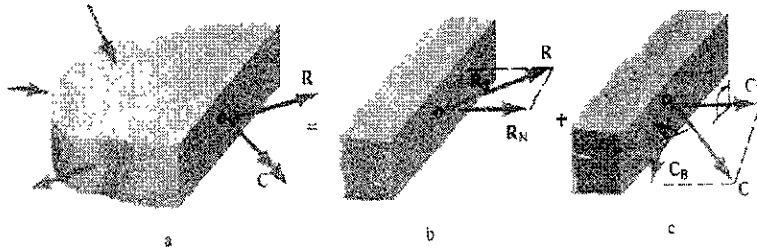


Figura 3.1 Par tangencial y par normal

3.1 Concepto de esfuerzo.

En el cuerpo, cada partícula con un área transversal Δa resiste a dos cargas componentes, ΔR_N normal a Δa y ΔR_S paralela a Δa . La magnitud de la fuerza ΔR puede variar de partícula a partícula y en general depende del tamaño del área. De este modo se define una intensidad media por unidad de área de la fuerza sobre la partícula, dividiendo la magnitud de Δa entre el área correspondiente ΔR .

De esta manera diferenciando estas dos cantidades, es decir que se podrán hacer tan pequeñas como se quiera se tienen las siguientes ecuaciones.

$$dR = dR_N + dR_S \quad (1)$$

$$dR_N = \sigma da \quad (2)$$

$$dR_S = \tau da \quad (3)$$

Donde σ se llama esfuerzo normal y τ esfuerzo cortante. Las siglas anteriores se definen como:

$$\sigma = \lim_{\Delta a \rightarrow 0} \Delta R_N / \Delta a = dR_N / da \quad (4)$$

$$\tau = \lim_{\Delta a \rightarrow 0} \Delta R_s / \Delta a = dR_s / da \quad (5)$$

De esta manera es como se define el esfuerzo normal y el esfuerzo cortante.

Las dimensiones del esfuerzo son fuerza dividida entre longitud al cuadrado y tomando el sistema internacional de unidades, estas son Pa (N/m²).

Por lo general un cuerpo presenta un estado triaxial de esfuerzo, para observar esto, teniendo un sistema de referencia xyz y tomando una partícula de ese cuerpo como la que se ilustra en la figura 3.2 , se tendrá un esfuerzo normal en cada plano perpendicular al eje y dos esfuerzos cortantes.

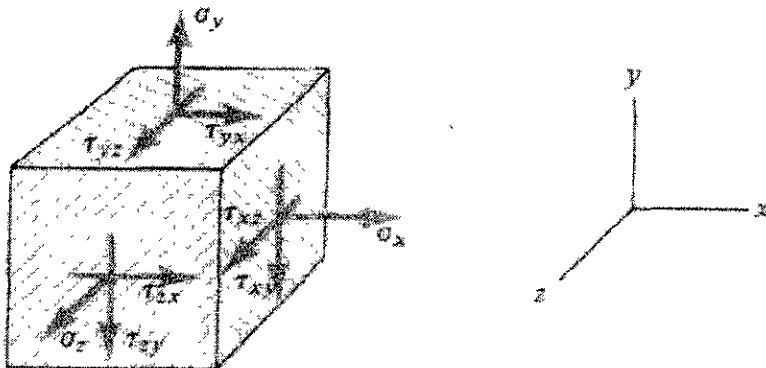


Figura 3.2 Estado triaxial de esfuerzo.

El primer subíndice indica que el área es perpendicular al eje y el segundo subíndice en el caso de esfuerzo cortante, indica que la dirección del vector fuerza cortante.

3.2 Deformación.

Al aplicarle una carga a un cuerpo, este sufre una deformación, pequeños cambios en su geometría, es decir, un alargamiento o acortamiento de su dimensión o longitud nominal, o una distorsión, lo cual es un cambio de los ángulos del cuerpo.

Es posible que un cuerpo sólido sufra deformaciones en muchas direcciones cuando se le aplican cargas de esta manera el análisis general de la deformación es un problema tridimensional, pero todo el análisis que se hace es en un plano.

De esta manera mediante dos ejes mutuamente perpendiculares se puede definir este plano; el cuerpo puede tener una deformación axial, que es la que se da a lo largo de un eje, como se ilustra en la figura 3.3 sin que el ángulo entre los ejes que definen el plano varíe.

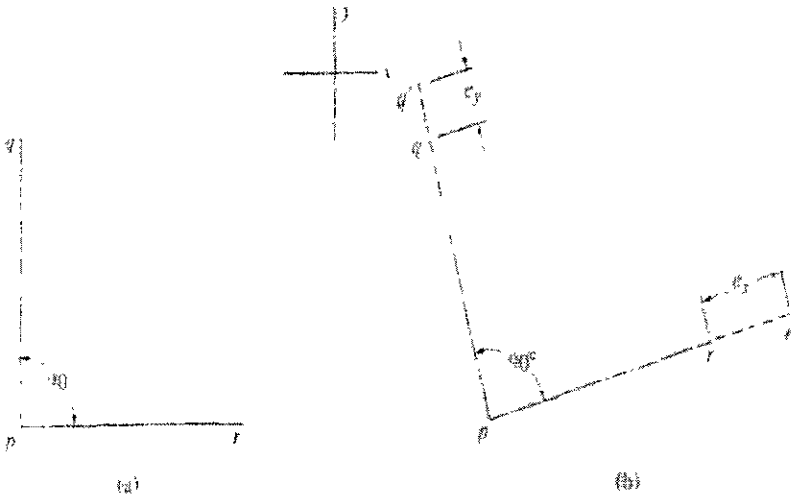


Figura 3.3 Deformación axial.

Las cantidades observadas en la figura 3.3, e_y y e_x son alargamientos, los cuales tienen dimensiones de longitud, suponiendo que el cuerpo fuera sometido a una prueba de tensión, ya que de lo contrario sería un acortamiento al ser sometido el cuerpo a una prueba de compresión.

Si las deformaciones axiales se pueden hacer tan pequeñas como se desee se podrán definir las deformaciones axiales como se muestra en las siguientes ecuaciones.

$$\epsilon_x = \lim_{L_{pr} \rightarrow 0} e_{pr} / L_{pr} = de_x / dx \quad (6)$$

$$\epsilon_y = \lim_{L_{pq} \rightarrow 0} e_{pq} / L_{pq} = de_y / dy \quad (7)$$

3.3 Deformación angular.

Ahora si en vez de que el plano sufra un alargamiento en cada eje, el ángulo entre estos dos ejes mutuamente perpendiculares cambia, se tendrá una deformación angular. (Figura 3.4)

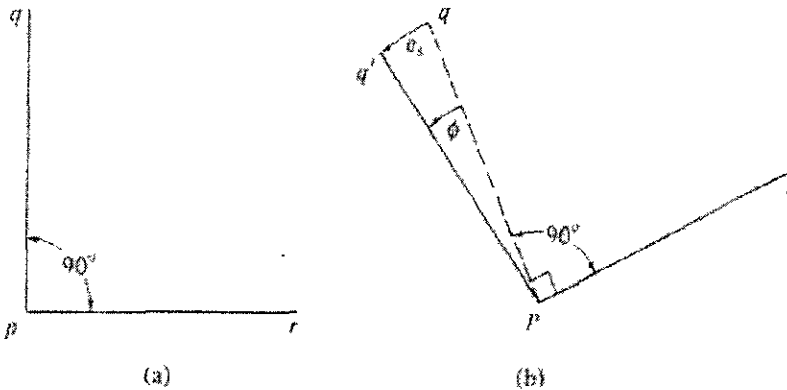


Figura 3.4 Deformación angular.

siendo e_s la deformación total por cortante y $\phi \cong \text{seno } \phi = e_s / L_{pq}$ y haciendo tan pequeñas como se desee los segmentos de rectas pq y pr se define la deformación angular o por cortante representada por γ .

$$\gamma = \lim_{L_{pq} \rightarrow 0} e_s / L_{pq} = de_s / dL \quad (8)$$

Físicamente la deformación se mide mediante longitudes, como se expresa en la siguiente fórmula.

$$\varepsilon = (\text{longitud final} - \text{longitud inicial}) / (\text{longitud inicial}) \quad (9)$$

Cuyas unidades son cm/cm, o mm/mm o se puede expresar como porcentaje %

3.4 Relación de Poisson.

Se ha observado, que siempre que un material se deforma, como en el caso de una liga, esta sufre un alargamiento en la dirección en que se aplica la fuerza y un acortamiento en la sección transversal, esto también le sucede a todos los materiales, aunque en muchos casos estos cambios no son apreciados a simple vista. Se ha demostrado experimentalmente que en un material homogéneo e isotrópico sometido a un estado de esfuerzo en una sola dirección la deformación transversal resultante es directamente proporcional a la deformación axial en la dirección de la carga y la razón entre estas dos deformaciones es lo que se llama relación de Poisson. Y se representa con la letra griega μ .

$$\mu = \left| \varepsilon_{\text{transversal}} \right| / \left| \varepsilon_{\text{axial}} \right| \quad (10)$$

3.5 Ley de Hooke.

La relación siguiente entre el esfuerzo y la deformación es lo que se conoce como la ley de Hooke:

$$\varepsilon = \sigma / E \quad (11)$$

Cuando el esfuerzo no es mayor que el límite de proporcionalidad, esta fórmula es cuando se tiene un esfuerzo uniaxial pero si se considera un estado triaxial de esfuerzo, se tendrá la

misma formula, pero aplicada respectivamente al eje de análisis Así , de esta manera para el eje x se tendrá:

$$\varepsilon_x = \sigma_x / E \quad \varepsilon_y = -\mu\varepsilon_x \quad \varepsilon_z = -\mu\varepsilon_x \quad (12)$$

Y de esta manera las diferenciales de las deformaciones totales resultaran:

$$d\varepsilon_x = \varepsilon_x dx \quad d\varepsilon_y = -\mu\varepsilon_x dy \quad d\varepsilon_z = -\mu\varepsilon_x dz \quad (13)$$

Análogamente tendremos para los esfuerzos σ_y y σ_z las siguientes ecuaciones:

$$\varepsilon_y = \sigma_y / E \quad \varepsilon_x = -\mu\varepsilon_y \quad \varepsilon_z = -\mu\varepsilon_y \quad (14)$$

$$d\varepsilon_y = \varepsilon_y dy \quad d\varepsilon_x = -\mu\varepsilon_y dx \quad d\varepsilon_z = -\mu\varepsilon_y dz \quad (15)$$

y

$$\varepsilon_z = \sigma_z / E \quad \varepsilon_x = -\mu\varepsilon_z \quad \varepsilon_y = -\mu\varepsilon_z \quad (16)$$

$$d\varepsilon_z = \varepsilon_z dz \quad d\varepsilon_x = -\mu\varepsilon_z dx \quad d\varepsilon_y = -\mu\varepsilon_z dy \quad (17)$$

De esta forma la deformación global que sufrirá un cuerpo en una dirección determinada será la siguiente:

$$d\varepsilon_x = (\sigma_x / E) dx - \mu(\sigma_y / E) dx - \mu(\sigma_z / E) dx \quad (18)$$

y dividiendo entre dx se tendrá:

$$\varepsilon_x = d\varepsilon_x / dx = \sigma_x / E - \mu\sigma_y / E - \mu\sigma_z / E \quad (19)$$

De manera similar las deformaciones en las direcciones y y z serán .

$$\varepsilon_y = d\varepsilon_y / dy = \sigma_y / E - \mu\sigma_x / E - \mu\sigma_z / E \quad (20)$$

y

$$\varepsilon_z = d\varepsilon_z / dz = \sigma_z / E - \mu\sigma_x / E - \mu\sigma_y / E \quad (21)$$

Para las deformaciones y esfuerzos de corte también es posible escribir la ley de Hooke de la siguiente manera:

$$\gamma_{xy} = \tau_{xy} / G \quad \gamma_{xz} = \tau_{xz} / G \quad \gamma_{yz} = \tau_{yz} / G \quad (22)$$

donde γ_{xy} es la deformación angular, τ_{xy} es el esfuerzo cortante y G es el módulo de elasticidad al corte o módulo de rigidez.

Las ecuaciones anteriores se obtienen siguiendo un criterio similar si en vez de tener una gráfica esfuerzo deformación, se tiene una gráfica esfuerzo del corte, deformación angular [2]

De este modo podemos determinar las dos propiedades mecánicas buscadas, es decir, el módulo de elasticidad y la relación de Poisson del hueso vertebral.

Así las propiedades mecánicas de los huesos son gobernadas por los mismos principios que utiliza el hombre para obtener las propiedades de las diferentes estructuras utilizadas. Sin embargo la habilidad de las vértebras de adaptar la estructura de su hueso a las cargas impuestas, en términos de la evolución del plano genético del esqueleto y la habilidad de modificar este plano por la actividad celular hacen de este una estructura sumamente compleja de analizar.

Sin embargo se deben tener limitaciones al tratar de obtener las diferentes propiedades mecánicas del hueso como la siguiente:

Las propiedades obtenidas únicamente incluyen características anatómicas macroscópicas.

De tal forma es útil pensar que las variables las cuales determinan las propiedades del material del hueso son de composición o de organización. La categoría anterior incluye porosidad y mineralización y la característica de organización incluye la arquitectura del hueso trabecular y cortical, que a continuación se ejemplifican.

3.6 Factores de composición.

3.61 Porosidad.

Se puede argumentar que la primer propiedad ha medir en el hueso sea la porosidad, la cual puede ser definida como la fracción de volumen en el hueso ocupada por agujeros rellenos con tejido suave. Por ejemplo los conductos de Havers o espacio intertrabecular en la médula. (la porosidad es el complemento de la histomorfometría variable conocida como la fracción volumétrica de hueso) Esto es ya que la médula y otros tejidos esencialmente no tienen rigidez o fuerza con respecto a un esfuerzo no hidrostático. De tal modo es razonable esperar pérdida de fuerza y rigidez con el incremento de la porosidad. La porosidad del

hueso varía ampliamente permitiendo que la rigidez se ajuste desde prácticamente cero en hueso trabecular hasta cerca de 15GPa en hueso cortical.

3.62 Mineralización.

La porosidad se distingue entre agujeros y la matriz sólida en el volumen del hueso, De este modo la mineralización se distingue entre los componentes minerales y orgánicos de la matriz sólida y es la fracción de masa del mineral. Varios investigadores han mostrado que las propiedades mecánicas del hueso son muy sensitivas al grado de mineralización de la matriz del hueso. EL contenido de calcio es una variable la cual puede ser correlacionada estrechamente con la mineralización.

Por otro lado experimentos recientes Sugieren que la fuerza del hueso no esta relacionada tan fuertemente con la mineralización. Algunos estudios han encontrado correlaciones negativas entre la mineralización y la fuerza. La mineralización es principalmente gobernada por la razón de remodelado y modelado óseo.

3.63 Densidad.

Las propiedades del material del hueso son frecuentemente discutidas en términos de su densidad, usar solo esta palabra puede referirse a la gravedad específica de la matriz sólida. El termino aparente de densidad o densidad de volumen, por otro lado se refiere a la masa entre la unidad de volumen en una región de hueso, el cual incluye conductos de Havers, espacios medulares o agujeros. De este modo la densidad aparente es una función tanto de la porosidad como de la mineralización.

3.7 Factores de organización.

Dos regiones de hueso teniendo similar porosidad y mineralización pueden tener diferentes propiedades materiales ya que la organización de la matriz sólida es ampliamente variable.

3.71 Arquitectura trabecular.

Es claramente intuitivo y los experimentos así lo indican, que la orientación y el espaciamiento de las trabéculas influye en el módulo elástico y la resistencia a la falla del hueso esponjoso, así como la anisotropía de esas variables. Hueso mas denso es asociado con una estructura celular mas cerrada, pero el hueso esponjoso es asociado mas estrechamente con una estructura celular abierta.

Ambos huesos, trabecular y cortical son anisotrópicos. En el hueso trabecular el tamaño relativo y la orientación de las trabéculas en diferentes direcciones puede esperarse que afecte la anisotropía de las medidas macroscópicas en las propiedades del material.

Sin embargo la naturaleza de esta difícil relación ha ido emergiendo lentamente y hasta hoy se ha llegado a aclarar. El desarrollo para comprender esto comenzó con el trabajo de Whitehouse, quien desarrollo un método para medir la anisotropía en la estructura microscópica del hueso trabecular. Esto involucra medidas de distancia entre el hueso y la médula e interferencia a lo largo de líneas que van en varias direcciones. El encontró que una gráfica de la **longitud de intercepción principal (MIL)** contra la **dirección de la medida** producía una elipse cuya excentricidad es una medida de la anisotropía. Investigadores indican que dicha elipse puede ser expresada como un tensor de segundo grado (El tensor MIL). Tiempo después Cowin colocó el mayor enigma cuando mostró como la constante elástica de un material anisotrópico se puede calcular a partir de su densidad aparente o porosidad y fabricar un tensor el cual es igual a la raíz cuadrada de tensor MIL. De tal modo Cowin fue capaz de alcanzar y formular matemáticamente lo que otros investigadores sospechaban pero podría no comprenderse, que el espesor del hueso esponjoso depende tanto de su porosidad como de su orientación trabecular. Que investigaciones posteriores sostiene fuertemente que la relación anterior en el planteamiento de dicha teoría es buena. Los datos proporcionados en la teoría de Cowin sereporta que la variabilidad en la constante elástica del hueso esponjoso esta entre 72% y 94%.

Ya que la teoría planteada asume que la matriz sólida del hueso es uniforme homogénea e isotrópica, algunas de las variables inexplicables probablemente son debidas a factores organizaciones.

El uso reciente de la **topografía** para medir las propiedades macroscópicas de la arquitectura (incluyendo parámetros relacionados al tensor de Cowin) del hueso esponjoso en especímenes muertos se puede extender a medidas *in vivo*.

Esto combinado con los resultados de Cowin pueden ser capaces de realizar fielmente medidas no invasivas del modulo de elasticidad anisotrópico el hueso esponjoso dentro de pequeñas regiones y facilitar grandemente el modelado de estructuras individuales mediante elemento finito.

Otro factor que juega un rol importante en la fuerza, si no la rigidez, del hueso trabecular, es el incremento en la relación de área a volumen en la matriz sólida del hueso (relativo a hueso cortical). Esto teóricamente incrementa la probabilidad de defectos superficiales y su importancia esto también concibe que otros factores de escala puedan entrar por esta puerta, como sugieren experimentos en los cuales la microscopía revela reducido modulo elástico del hueso cortical.

3.72 Arquitectura del hueso cortical.

El hueso compacto encontrado en los huesos largos puede tener una variedad grande en cuanto a su arquitectura, uno puede primero distinguir hueso laminar y en segundo lugar hueso laminar compuesto de osteonas, formadas por el remodelado óseo. Es claro que el

hueso secundario es más débil que el primario y la razón de esto ha sido explorada por varios investigadores. En el hueso cortical la matriz sólida domina el espacio y la anisotropía es primeramente determinada por la orientación osteonal. En cada tipo de hueso cortical la arquitectura, la dirección principal de las osteonas es a lo largo del eje del hueso, así que la tensión compresión fuerza y rigidez están en esta dirección. Los datos sugieren que las osteonas secundarias alteran la mecánica anisotrópica en dos importantes caminos. En primero el hueso circunferencial laminar produce diferentes resistencia que en la dirección radial y tangencial evidenciando con esto que el material es aproximadamente ortotrópico. Las osteonas secundarias interrumpen esta estructura y hacen al material transversalmente mas isotrópico. En suma las osteonas secundarias hacen el material menos fuerte y rígido en la dirección longitudinal reduciendo la magnitud de la anisotropía.

3.8 Organización de las fibras de colágeno.

Dada una porosidad, mineralización y una arquitectura particular, trabecular y osteonal quedan dos posibles regiones de hueso teniendo diferentes propiedades materiales. Se pueden tener varias razones para esto, pero una de estas variables pueden ser la orientación laminar de las fibras de colágeno. Este tipo de estructura es aparentemente controlado por funciones celulares y procesos físicos extracelulares. Frost ha llamado ha esto proceso de micromodelado.

De este modo los estudios han demostrado que la orientación de las fibras de colágeno afectan la resistencia del tejido en relación al modo de carga. Fibras longitudinales promueven resistencia a la tensión, mientras que fibras transversales son asociadas con resistencia a la compresión, esto ha sido demostrado para osteonas individuales.

El hueso cortical, el cual exhibe pequeña variabilidad en la porosidad y orientación de las fibras de colágeno, lo cual puede ser un factor predominante para determinar la resistencia de este.

3.9 Fatiga.

El factor final que quizá sea mencionado significativamente, afectando las propiedades del material, sea la cantidad de microdaño presente debido a la fatiga del hueso. De este modo es sabido que los microdaños por fatiga reducen el módulo elástico y las técnicas para medir como el daño mejora podrían ser sumadas a una lista para determinar las propiedades mecánicas del hueso.

Capítulo 4.

Metodologías de experimentación en el hueso vertebral.

Introducción.

Este capítulo muestra cinco metodologías para estudiar el hueso, las cuales engloban la mayoría de los estudios que se realizan en el hueso, ejemplificando los métodos de desarrollo para llevar a cabo los ensayos y los diferentes parámetros, y diseños utilizados que a consideración de los investigadores resultan más útiles para tener una buena aproximación de los valores que están buscando, a su vez estas metodologías nos proveen del conocimiento necesario para realizar una buena experimentación para obtener los parámetros mecánicos que estamos buscando.

4.1 Metodología No 1 [12]

Objetivo: *El propósito de este análisis es el de realizar un ensayo de flexión y compresión sobre un segmento vertebral, el cual es vértebra disco vértebra, para obtener el momento y el ángulo flexionante al que es sometido el segmento*

Experimentos sobre cadáveres, sugieren que la compresión particularmente daña al disco intervertebral cuando es combinada con flexión en el plano sagital. Una combinación de flexión y compresión puede causar un prolapso posterior del disco intervertebral, así como una súbita extrusión del núcleo pulposo dentro del canal espinal.

Si la magnitud del momento flexionante disminuye ligeramente, no se producirán fisuras radiales, aún si la fuerza compresiva se mantiene elevada.

Se ha demostrado que momentos flexionantes elevados dañan los ligamentos del arco neural y las articulaciones apofisiales. En ausencia de cualquier momento flexionante la falla compresiva invariablemente ocurre en el cuerpo vertebral sin desplazamiento posterior del material del disco.

Flexión hacia adelante en espinas proporcionadas por cadáveres.

El autor[12] plantea que para realizar este estudio, la parte lumbar de la columna vertebral debe ser obtenida dentro de las 24h del fallecimiento del donador, así como cerciorarse que el sujeto no tenga lesiones en la espina o hubiese permanecido mucho tiempo en la cama, antes del deceso.

El segmento vertebral es almacenado en bolsas de plástico a -17°C por lo menos un mes antes de realizar la prueba. Cada espina fue descongelada y disectada en los segmentos de análisis, consistiendo de dos vértebras y su disco intervertebral.

A la parte superior e inferior del segmento de análisis se le colocó una base utilizando plástico dental antes de realizar la prueba.

Pruebas mecánicas de los segmentos en flexión y compresión.

Los segmentos fueron cargados en una máquina hidráulica y el actuador de la máquina fue programado para moverse uniformemente.

La duración del ciclo de carga fue de al menos 2.0s y durante este tiempo el desplazamiento vertical del actuador (x) y la fuerza vertical (F) fueron almacenadas.

El aparato utilizado es el que se presenta en la figura 4.1. Se necesita aplicar una precarga, ya que las propiedades a flexión de los segmentos son influenciados por la fuerza compresiva actuando sobre ellos.

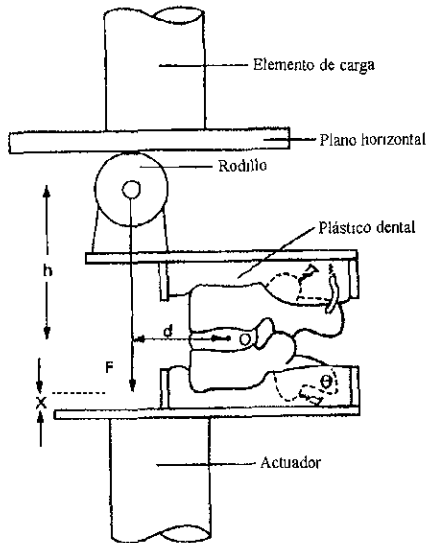


Figura 4.1 Aparato para cargar los segmentos vertebrales combinando flexión y compresión.

La relación entre la fuerza de compresión y el momento flexionante fue determinada por la distancia (d) a la cual se desplazó la carga. La distancia $d = 30.0 \text{ mm}$ fue determinada como la más conveniente[12]. Como la flexión del segmento fue hacia adelante, la distancia “ d ” se incremento hasta 60 mm.

Para determinar la fuerza de compresión cada espécimen fue cargado con una fuerza igual a 2000 N y $d = 0$, cuando $d = 30 \text{ mm}$ el espécimen se flexionó y el ángulo de flexión y la fuerza se obtuvieron[12].

Si la deformación residual entre los ciclos de carga fuera despreciable, el ángulo de flexión se incrementaría y dos o más curvas de flexión serían obtenidas. Este procedimiento fue repetido hasta que un par de curvas indicaran una sustancial deformación residual.

Cálculo del momento y ángulo flexionante.

Los datos fueron procesados para obtener gráficas del momento flexionante vs el ángulo de flexión. Primeramente la curva de compresión fue restada de la curva de momento flexionante (a desplazamiento constante), es decir, eliminar la componente del desplazamiento vertical debida a compresión del espécimen y del aparato. (Figura 4.2)

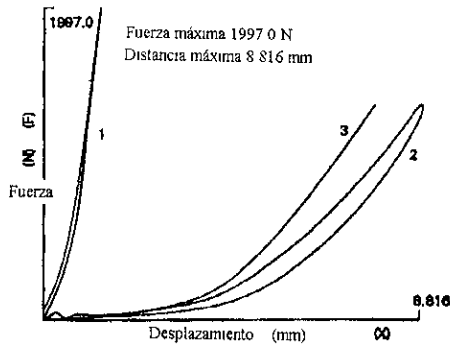


Figura 4.2 Gráfica obtenida de los experimentos.

Este procedimiento introduce un ligero error porque la deformación compresiva del segmento es afectada por el momento flexionante actuando por encima de este. Sin embargo aún con un cambio del 20% en la deformación compresiva esta podría tener un efecto ligero sobre la curva No 3 de la figura 4.2, ya que el desplazamiento debido a la flexión es mucho más grande que el que origina la compresión.

El ángulo de flexión se calcula de la siguiente manera:

$$\text{Flexión} = \ominus - \arctan(d/h) \quad (1)$$

donde

h es la distancia vertical entre el centro del disco y el eje del cilindro.

d es el desplazamiento inicial del cilindro

x el desplazamiento vertical del actuador.

⊖ es definido como:

$$\cos (\Theta) = (h - x) / (d^2 + h^2)^{1/2} \quad (2)$$

Las ecuaciones asumen que el centro de rotación tiende a estar en el centro geométrico del disco.

El momento flector actuando cerca del disco es calculado mediante la siguiente fórmula.

$$M = F(\text{sen } \Theta)(d^2 + h^2)^{1/2} \quad (3)$$

donde

F es la fuerza vertical actuando sobre el plato horizontal.

Existe una considerable variación en cuanto a resistencia y flexibilidad de los diferentes segmentos. Los siguientes pasos deben tomarse en cuenta para obtener una relación consistente entre el momento flector y el ángulo flexionante.

1.- El momento flector fue expresado como porcentaje de este valor en el límite elástico, esto reduce variabilidad debida a las diferencias sobre el espécimen, tamaño y resistencia.

2.- El ángulo de flexión fue expresado como un porcentaje de este valor en el límite elástico, esto reduce variabilidad debido a movilidad y edad.

Flexión lumbar in vivo.

La flexión lumbar in vivo fue medida mediante un sistema "3 space Isotrack", el cual brevemente se describe a continuación.

Un pulso de ondas electromagnéticas es unido a la superficie de la piel sobre el sacro y un sensor de esas ondas es unido a la piel sobre el proceso espinoso de L1.

La respuesta obtenida mediante el sensor proporciona un ángulo entre el origen y el sensor el cual en este caso esta en la curvatura lumbar en el plano sagital. La curvatura lumbar es medida mientras el sujeto esta de pie, tocándose sus pies y la diferencia en la curvatura es tomada como el rango de la flexión lumbar.

Ya que la flexión in vivo es diferente de la flexión obtenida de los cadáveres, se utiliza la siguiente fórmula para medir la flexión.

$$T = k1 + k2 + V \quad (4)$$

Donde

T es el porcentaje de flexión in vitro

V es el porcentaje de flexión in vivo

k1 y k2 son dos puntos de correspondencia entre las escalas

Ya que en el espécimen 0% se refiere a un estado de no carga y 100% se refiere al límite elástico en flexión.

Y para una persona viva 0% en flexión se refiere a una postura erecta y 100% se refiere a una postura extremadamente inclinada.

De esta manera v es el rango de flexión in vivo en grados y t es el rango de flexión en grados in vitro

si $v(0)$ corresponde a una espina no cargada in vitro, entonces con referencia a la figura 4.3 puede verse que

si

$$T = 0, V = 100(v(0)/v)$$

cuando

(5)

$$V = 100, T = 100 \times [v - v(0)]/t$$

Subsecuentemente la ecuación (2) indica que

$$k1 = - 100 \times v(0)/t \quad (6)$$

$$k2 = v/t$$

De este modo la ecuación (2) llega a ser:

$$T = - 100 \times v(0)/t + (v/t) \times V \quad (7)$$

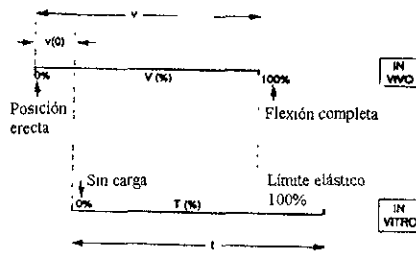


Figura 4.3

Conclusión.

De este modo esta metodología nos proporciona dos fórmulas, una para obtener el momento flexionante y la otra para obtener el ángulo de flexión, del segmento vertebral, realizando un ensayo de flexión compresión.

4.2 Metodología No 2. [42]

Objetivos: La meta de este estudio in vivo fue determinar:

- 1.- La relación entre la densidad mineral del hueso y la degeneración del disco intervertebral.
- 2 - El efecto de esas dos variables en la flexibilidad de la parte lumbar de la espina..
- 3.- El efecto de esas variables otorgando la estabilización por implantes en el intercuerpo.
- 4.- El efecto de esas variables sobre la conducta compresiva de la interface entre la vértebra y el intercuerpo.

El propio funcionamiento, de la parte lumbar de la columna vertebral requiere una compleja interacción entre los ligamentos, músculos y nervios, que la controlan.

Estudios clínicos en pacientes con dolores crónicos de espalda baja indican un beneficio al fusionar los intercuerpos. Teóricamente la fusión de los intercuerpos de la parte lumbar tiene muchas ventajas sobre técnicas posterolaterales tradicionales con o sin instrumentación.

Probablemente la gran ventaja es la directa inmovilización del disco intervertebral el cual en cierto modo es un principio de dolor para pacientes con dolores en la espalda baja, aunque existe un ligero movimiento del disco.

Teóricamente las técnicas de fusión estabilizan la espina mediante la distracción del anulo fibroso, creando una banda de tensión periférica. De este modo la distracción tiene un beneficio adicional, restablecer la altura del disco.

En estudios clínicos de la fusión del intercuerpo con el hueso se a observado una perdida progresiva de la altura del disco. siendo esta del 25% - 100%, esto no se sabe porque es; si es que el disco se aloja dentro de la vértebra adyacente o es el resultado de un hundimiento en los tejidos.

Análisis biomecánicos de la fusión del intercuerpo, han enfatizado la importancia de la calidad del tejido, hueso y disco para un adecuado mantenimiento de la altura del disco. La importancia de esos parámetros en la estabilización del intercuerpo es desconocida[42].

La densidad mineral del hueso y la degeneración han sido usadas en un sin número de investigaciones, ya que se ha demostrado que la densidad mineral del hueso es una variable en la resistencia de este y la degeneración del hueso tiene algún efecto sobre las características flexibles de la columna. De tal manera lo que se sugiere es una relación entre estas dos variables.

Materiales y métodos.

Todos los especímenes fueron cortados cuidadosamente de todo el tejido no ligamentoso suave, la densidad mineral del hueso de la vértebra superior e inferior fue determinada usando DEXA de una dirección lateral y una dirección anteroposterior, la cual dio cuatro mediadas de la densidad mineral del hueso expresada en g/cm^2 .

Los especímenes fueron colocados en contenedores de plástico rodeados por una sustancia granular, la cual simula el tejido suave alrededor de la columna.

Para la preparación de la prueba, la vértebra fue montada en bloques rectangulares de polimetilmetacrilato.

Protocolo experimental.

Se consiguieron 72 especímenes los cuales se dividieron en dos grupos, uno de 24 elementos para pruebas de flexión multidireccional y 48 elementos para pruebas de compresión.

Protocolo de flexión multidireccional.

Los elementos de este grupo fueron probados en una condición intacta y después de una inserción de los cuatro intercuerpos para implante. Los implantes fueron:

- implante poroso de titanio para ajustar el contorno final del plato.
- implante de fibra de carbono rectangular.
- implante prototipo.
- implante en forma de cilindro poroso de titanio con hebras.

Los implantes fueron insertados desde una dirección posterior y siguiendo las técnicas quirúrgicas básicas para la inserción.

Para efectuar las pruebas cada espécimen fue montado en un aparato especialmente diseñado para permitir la precisa aplicación de la carga sobre la espina y medir el movimiento intervertebral de una manera no restringida. (Figura 4.4) Para simular la compresión in vivo se aplico una precarga de 200N y no se observo rotación para ningún lado; se aplicaron todo tipo de momentos sobre la vértebra superior, como:

- Flexión extensión.
- rotación axial bilateral.
- Flexión lateral bilateral fue aplicada a la vértebra superior individualmente hasta un máximo de 10Nm a intervalos de 2.5Nm

Después de cada paso al espécimen se le permitió moverse sin la aplicación del momento durante 30s o 45s.

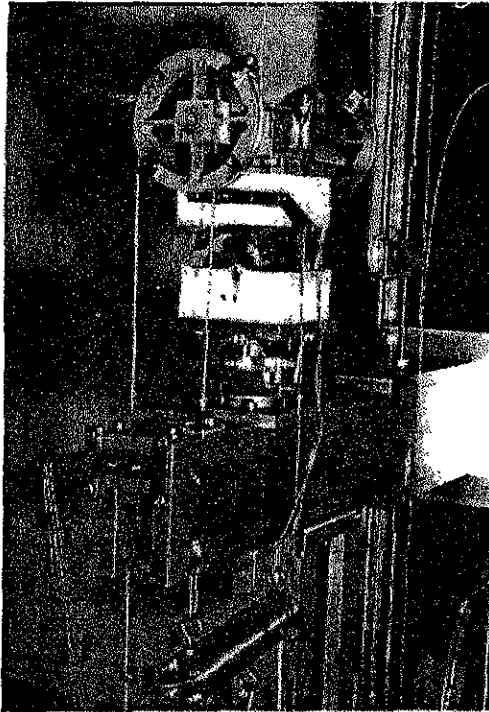


Figura 4.4 Aparato de prueba para medir flexibilidad multidireccional

El movimiento de la vértebra superior con respecto a la vértebra inferior fue medido utilizando un sistema de cámara optoelectrónico[42]. El sistema monitoreo la posición mediante marcadores hechos en la vértebra, siendo un arreglo no colineal de tres LEDs y mediante software para medir la rotación de la vértebra superior con respecto a la inferior, en función del ángulo de Euler.

Para la aplicación de cada momento dos parámetros en la dirección del movimiento fueron medidos uno en la *zona neutra* y el otro siendo el *rango de movimiento*.

Esto se hizo para la condición intacta y posteriormente cuando se insertaron los intercuerpos.

Protocolo de compresión axial.

Los 48 elementos de este grupo fueron analizados después de la inserción de los diferentes intercuerpos. 12 especímenes fueron usados para cada implante, seis con instrumentación posterior y seis sin instrumentación.

Para realizar las pruebas, cada espécimen fue colocado en una INSTRON 1270. Durante la prueba se le restringió la rotación a la vértebra superior y a la inferior; se aplicó un desplazamiento de 0.4 mm/s y la compresión se continuo hasta la obvia fractura del implante en la interface. (Figura 4.5 Aparato de prueba para medir compresión axial)

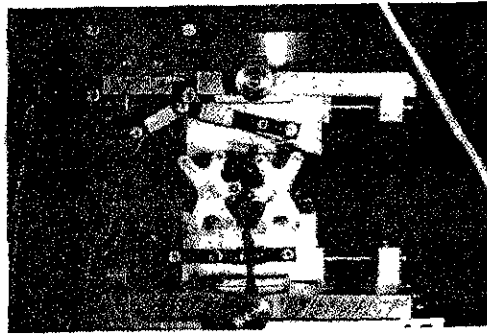


Figura 4.5 Aparato de prueba para investigar compresión axial

Después de realizadas las pruebas, radiografías laterales y anteroposteriores fueron tomadas. El implante fue removido del espacio intervertebral y el disco fue cortado transversalmente y se describió el daño en el cuerpo vertebral.

De lo que se observo en los experimentos se llega a las siguientes conclusiones:

- 1.- Existe una elevada relación entre la densidad del hueso y la degeneración del disco.
- 2.- La densidad mineral del hueso es una variable sumamente importante para la estabilización de los implantes en la compresión axial.
- 3.- La degeneración del hueso es moderadamente importante en los segmentos intactos.

4.3 Metodología No 3 [22]

Objetivo: *La meta de este trabajo trata de ver si al obtener el módulo de Young, este es libre de errores sistemáticos y si no lo es, poder determinar este error.*

La prueba de compresión es la que más se utiliza para determinar las propiedades mecánicas del hueso esponjoso, módulo de Young, esfuerzo de compresión y absorción de energía.

La principal razón para utilizar la prueba de compresión, es el modo natural de deformación que sufre el hueso esponjoso.

Al realizar un ensayo típico de compresión el efecto de la fricción entre los platos y el espécimen origina un campo triaxial de esfuerzos y esto hace que la fuerza de compresión aplicada se eleve originando con esto una sobre estimación en la propiedad mecánica obtenida, en este caso el módulo de Young, y esta sobre estimación ha sido calculada para una geometría cúbica de hueso esponjoso en un 5%[22].

Se puede cometer un error sistemático al realizar la prueba, el cual es causado por el fenómeno de interferencia entre el plato y la estructura.

El propósito del presente estudio es medir la magnitud del error sistemático que se tiene al obtener el módulo de Young en una prueba típica de compresión para hueso esponjoso.

La medición es hecha utilizando dos diferentes instrumentos para medir la deformación y desarrollando un análisis por elemento finito, para examinar el efecto en la interface.

La deformación se mide utilizando dos cámaras las cuales convergen en la parte central del espécimen y con un extensómetro convencional en el espécimen intacto.

Cuando un material isotrópico y homogéneo es probado, libre de fricción, puntos que se encuentran en un plano transversal se moverán exactamente la misma distancia, en la dirección de la aplicación de la carga. y el plano únicamente se trasladará.

La fuerza entre dos planos transversos es medido como el cambio relativo en la distancia.

En un material no homogéneo e anisotrópico los puntos inicialmente en un plano, no necesariamente se mueven la misma distancia cuando se le aplica la carga al espécimen y el plano consecuentemente quedara deformado (Figura 4.6).

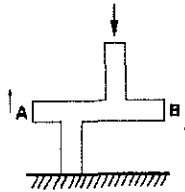


Figura 4.6 Movimiento del plano en una estructura no continua

En una prueba de compresión, donde un material no homogéneo es considerado como un material homogéneo e isotrópico uno puede interesarse en determinar las propiedades elásticas de la estructura. Esto puede ser hecho comprimiendo la estructura.

Para el hueso trabecular la relación aparente entre la fuerza y el esfuerzo es medida entre dos superficies planas del espécimen (interface espécimen plato y las superficies son guardadas durante toda la compresión.

De este modo como los planos se deforman a la hora de aplicar la carga, uno puede medir el movimiento de un número infinito de puntos en cada plano y obtener un movimiento medio para cada plano y así como sea posible medir la fuerza entre dos planos, y de esta manera obtener una fuerza promedio; es decir haciendo un análisis estadístico.

Materiales y métodos.

El material fue obtenido de la parte proximal de la tibia de hombres de aproximadamente 55 años, fueron almacenados en un estado húmedo a -18°C hasta la prueba y se formaron paralelepípedos de $7.0 \times 6.0 \times 6.0$ mm. Los especímenes se fabricaron usando un cortador de diamante. Los 7.0 mm son paralelos al eje de la tibia.

El ensayo se realizó en una INSTRON 4302, el eje de aplicación de la carga sobre el espécimen fue el que tenía la longitud de 7.0 mm en la probeta y la velocidad de deformación fue de 0.025 mm/min.

Los especímenes tuvieron ciclos de compresión desde una precarga de 3N (0%) hasta un 8% y entre cada ciclo de carga el espécimen se giró 90° . Dos sistemas independientes para medir la deformación fueron desarrollados:

- Un extensómetro convencional
- Un método de deformación óptica

el extensómetro se colocó lo más cercanamente posible a la interface

Sistema de medida óptica.

El equipo consistió en dos cámaras blanco y negro con mecanismos ópticos apropiados. Con los aditamentos ópticos usados, cada cámara obtuvo un campo de imagen cercano al 0.7 mm X 0.5 mm. La cámara No.1 fue enfocada en un punto a 1.5mm de la interface superior y la cámara No 2 fue enfocada a la misma distancia en la interface inferior.

Cada prueba contó con una secuencia de 15 imágenes de cada cámara y un análisis dinámico fue desarrollado para cada secuencia par obtener la información necesaria.

Se coloco una marca visible sobre una trabécula del espécimen y de esta manera para cada imagen se comparo la marca.

Después de realizar las pruebas mecánicas se obtuvo la densidad del hueso, esto se realizó calentando el hueso a 105°C durante dos horas y posteriormente a 580°C durante 16 horas, de esta manera el peso de la ceniza fue dividido entre el volumen del espécimen y de esta manera se obtuvo la densidad.[22]

De esta manera con los datos obtenidos el módulo de Young se obtuvo mediante un método estadístico.

El análisis por elemento finito fue realizado usando NISA II en el modelo se utilizaron 512 nodos y la interface se tomo completamente rígida, el material fue considerado homogéneo e isotrópico con un módulo de Young de 650 MPa.

A la hora de realizar las pruebas, las marcas realizadas sobre el espécimen pudieron ser una fuente de error sin embargo esto no fue así.[22]

Conclusión:

De este modo la conclusión de esta metodología es que el modelado por elemento finito confirmo la fricción entre el espécimen y el plato, originando esto unas sobre estimación del modulo de Young obtenido.

4.4 Metodología No 4 [26]

Objetivo: *El propósito del presente estudio es desarrollar una técnica adecuada de carga, para las diferentes condiciones y obtener el esfuerzo máximo de la zona lumbar, bajo cargas de flexión estáticas o cuasiestáticas.*

Muchos autores han investigado la estabilidad de la espina como una función separada de muchos componentes. Estos estudios han sido basados en cortes secuenciales de las diferentes estructuras, pero solamente se analiza una estructura a la vez.

Varias técnicas pueden ser utilizadas cuando se desea medir los movimientos de cuerpos rígidos ya sea en dos o tres dimensiones. Estos métodos pueden ser divididos en dos grupos generales:

1.- Estereometría

2.- Medidas electromecánicas.

En la estereometría dos posiciones de un cuerpo rígido en el espacio son tomadas, una al comienzo y otra al final. La posición del cuerpo en el espacio puede ser grabada por ejemplo con luz visible (fotografía, vídeo, película de alta definición), rayos X, ondas acústicas o rayos infrarrojos.

Transductores mecánicos (galgas de desplazamiento (displacement gauges) galgas extensométricas (strain gauges) y transformadores diferenciales lineales eléctricos variables) han sido usados en varios experimentos..

Materiales y métodos.

Las secciones espinales T12-L5 fueron obtenidas de autopsias, de pacientes que no tenían lesiones en la columna o enfermedades en esta. Los especímenes fueron preparados y divididos en apropiadas unidades funcionales para el experimento (dos vértebras adyacentes con el disco intervertebral),dejando los ligamentos y las uniones.

Radiografías laterales y anteroposteriores fueron tomadas, para buscar anomalías o cambios degenerativos en los segmentos. Solamente se usaron segmentos intactos. La densidad mineral del hueso fue determinada mediante absorciometría dual por fotón. (DPA).

Después de la preparación, los especímenes fueron almacenados en bolsas dobles de plástico y congelados a -20°C. Durante toda la preparación, los especímenes fueron guardados en agua salina, con una humedad relativa al 100%, para preservar la hidratación natural del hueso y los ligamentos.

Para habilitar la fijación de las vértebras, se usaron cuatro tornillos de 1.6 mm de diámetro colocados en un plato y se insertaron transversalmente en cada vértebra, tanto la vértebra superior como la inferior fueron colocadas en platos de acero diseñados, usando dos componentes de cemento (plastic Padding). (Figura 4.7)

Para evitar el daño a los tejidos por procesos exotérmicos al colocar los segmentos en el cemento los especímenes fueron guardados en sus bolsas hasta el momento de la experimentación.

La medición de la temperatura fue hecha con termopares. Los datos indicaron que la temperatura fue desde 45°C hasta 70°C a la hora de colocarlas en el cemento, pero después de un minuto, rápidamente disminuyó. De este modo la temperatura de la vértebra, nunca excedió los 36°C.

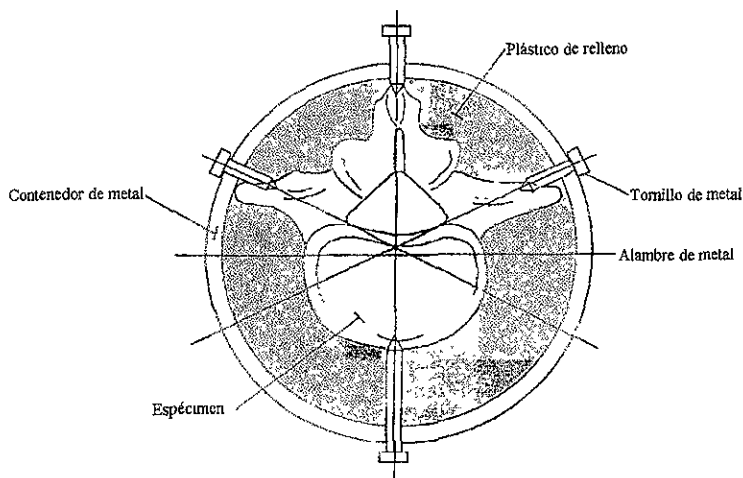


Figura 4 7 Fijación de una unidad funcional

Durante la prueba se utilizó una guía especial para poder medir el paralelismo del plato colocado en la vértebra y el plato de acero. Para este arreglo un plano de referencia horizontal fue definido para cada unidad funcional. El paralelismo se verificó mediante rayos X.[26]

Se midió la altura del espécimen, el diámetro del disco y el espesor de este mediante calibradores tradicionales.

Aplicación del experimento.

Cargas estáticas fueron transmitidas a la unidad funcional como se observa en la figura 4.8. La carga se aplicó a 250 ± 10 mm por encima del plano medio del disco y el momento varió con la altura del espécimen. Este arreglo provocó una fuerza cortante anterior y un momento por flexión, actuando sobre la unidad funcional.

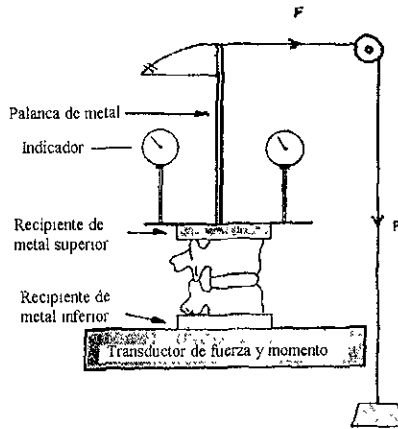


Figura 4.8 Máquina utilizada para el ensayo a flexión.

El punto de aplicación fue por encima del centro de rotación de la unidad funcional. Se evitó que el espécimen se flexionara y se torsionara. Esfuerzos torsionales y de tensión externos afectaron la prueba.

Mediante el uso de galgas extensométricas se obtuvieron las componentes de la fuerza y del momento y la respuesta a la carga por la unidad funcional fue medida con una plataforma de momentos y fuerza.

Galgas de desplazamiento fueron utilizadas para determinar los desplazamientos verticales del espécimen, cada galga consistió de una esfera de acero y de una placa métrica, los cuales fueron fijados a la placa de acero como indica la figura 4.8. Las rotaciones en el plano sagital causadas por la flexión, fueron calculadas con este sistema.

Pequeñas marcas de metal fueron colocadas en los ligamentos y vértebras con pegamento de acrílico, mediante fotografías después de la aplicación de la carga fueron medidos los

desplazamientos en la dirección anterior posterior, de esta manera midiendo la distancia entre una marca colocada en el plato de acero y la marca en la unidad vertebral se conoció el desplazamiento horizontal; este desplazamiento fue causado por la flexión y por la fuerza cortante.[26]

Mientras el ángulo de flexión y el centro de rotación fueron medidos para cada carga aplicada, la parte del desplazamiento causada por la flexión angular pudo ser calculada, y el desplazamiento anterior, causado por la fuerza cortante.

Cada unidad funcional fue expuesta a carga estática en flexión hasta que ocurrió la fractura.

Los resultados de esta metodología indican lo siguiente:

El análisis muestra que las unidades funcionales de la columna lumbar, pueden resistir una combinación de momento flector y fuerza cortante de 156 Nm y 620 N respectivamente.

El contenido mineral de vértebras adyacentes parece ser un buen indicio de la resistencia máxima de los ligamentos y del disco

El congelamiento y descongelamiento y ciclos de refresco en el hueso no afectan apreciablemente la respuesta de este.

4.5 Metodología No. 5 [21]

Objetivo: *Mediante microdureza Knoop obtener las propiedades mecánicas del hueso vertebral.*

La mejor manera de obtener las propiedades mecánicas del hueso vertebral es utilizando microdureza Knoop, ya que en esta parte del organismo la geometría del hueso es muy complicada y no se pueden obtener probetas para realizar ensayos típicos como serían ensayos de tensión, compresión, fatiga o flexión. De este modo el utilizar la microdureza Knoop resulta muy conveniente, ya que los vasos sanguíneos tienen poros, los cuales se pueden evitar con el indentador y medir realmente sobre el hueso, obteniendo con esto el valor verdadero del módulo de Young del hueso vertebral.

De este modo al realizar la indentación sobre el material se tendrá la siguiente ecuación:

$$L_{di} = L_{dm} - \alpha E/D \quad (8)$$

Donde

L_{di} es la longitud de la diagonal del indentador.

L_{dm} es la longitud de la diagonal en la muestra, después de la recuperación elástica del material.

α es una constante que se determina experimentalmente.

E/D es la proporción entre el módulo de elasticidad y la dureza del material obtenida.

De esta manera la igualdad anterior tiene la forma de la ecuación de una recta y los valores de **L_{dm}** y α pueden ser obtenidos de otros materiales donde se conozca su dureza y su módulo de elasticidad.[21]

Para obtener los valores de las constantes anteriores se sugiere utilizar los siguientes materiales:

Acero para herramientas, suave

Calcita.

Hierro colado

Alumina.

Alumina-zirconia.

Resultados de esta metodología.

De este modo al conocer los valores anteriores y medir la dureza del hueso mediante microdureza Vickers o Knoop, se podrá determinar el módulo de elasticidad del hueso vertebral. Considerando obviamente la densidad mineral del hueso.[21]

Capítulo 5.

Metodología propuesta.

Introducción.

En este capítulo se propone el método mas adecuado a consideración de nosotros, para poder obtener el módulo de Young y la relación de Poisson del hueso de la columna vertebral en los talleres de la facultad de ingeniería, estudiando al hueso como una sección de la columna lumbar como modelo de análisis.

Después de comprender la estructura y la fisiología ósea, identificar las diferentes técnicas de análisis del hueso y estudiar las diferentes metodologías de análisis del hueso vertebral, la metodología que propongo para obtener el *módulo de elasticidad y la relación de Poisson* es la siguiente.

Para obtener *El módulo de elasticidad* se deberán realizar pruebas de microdureza Knoop[37], en el cuerpo vertebral de L-5, cumpliendo lo siguiente:

La vértebra debe cumplir los siguientes requerimientos:

- 1.- Se realizará un análisis estadístico por lo que se requieren mínimo 30 vértebras.
- 2.- La edad del donador debe estar entre 40 y 45 años de edad, ya que a esta edad el hueso ya se encuentra maduro.
- 3.- La vértebra debe ser obtenida de donadores del mismo sexo, para tener un buen control dentro del análisis estadístico, ya que existen diferencias estructurales entre hombres y mujeres.
- 4.- El donador no debe presentar enfermedades, como osteoporosis, osteomalacia, etc., así como anomalías de la columna vertebral. Las anomalías se pueden determinar mediante rayos X.
- 5.- La vértebra debe ser obtenida dentro de las 24 horas del fallecimiento del donador.
- 6.- Se debe disectar las vértebra de todo músculo y ligamento.
- 7.- Mediante absorciometría por energía dual mediante rayos X (DEXA), determinar la densidad mineral de la vértebra.
- 8.- La vértebra debe almacenarse en plasma dentro de bolsas de plástico dentro del siguiente rango -17°C y -20°C, hasta una hora antes de realizar la prueba. El almacenaje debe realizarse en nitrógeno líquido, para conservar las propiedades físicas.
- 9.- Se utilizará un sistema de audio, para determinar el momento en el que la vértebra se pudiera fracturar al momento de realizar la indentación. El sistema de audio tiene que ser de alta fidelidad.
- 10.- Obtención del número de dureza Knoop (KHN).

Este número se obtendrá de la siguiente manera:

$$\text{KHN} = (P/A_p) = P/(D^2C) = P/0.07028D^2 = 14.229P/D^2 \quad (1)$$

Donde:

P = Carga aplicada en kg_f

A_p = Área proyectada de la indentación en mm^2 .

D = Longitud de la diagonal mayor en mm (ya que el indentador proyecta un área rómbica)

C = una constante que relaciona el área proyectada del indentador con el cuadrado de la longitud de la diagonal.

Ya que las unidades que normalmente se usan son gramos fuerza y micrómetros el número de dureza Knoop, será expresado mejor de la siguiente manera:

$$HKN = 14229P_1/D^2 \quad (2)$$

Donde:

P_1 = carga aplicada en gramos fuerza.

D_1 = longitud de la diagonal en μm

Las indicaciones abajo mencionadas son las que especifica la norma # E384 ASTM para la correcta realización de una prueba de microdureza Knoop. [37]

a) El indentador estándar[37] deberá permanecer en contacto con el espécimen de 20s a 30s.

b) La máquina debe tener la capacidad de evitar vibraciones inducidas al comenzar la prueba, para evitar que el indentador cometa errores, al tocar la vértebra.

c) Durante la prueba debe fijarse la vértebra para que no sufra movimientos de traslación ni de rotación.

d) La superficie de la vértebra que será analizada deberá estar siempre en un plano normal, al eje del indentador.

e) Si al aplicar una carga de $100g_f$ la vértebra se fractura, se deberá usar una carga de $50g_f$ o $25g_f$, ya que el número Knoop varía con la carga.

f) Si la máquina aplica la carga mediante un sistema eléctrico, esta deberá ser capaz de absorber los choques, así como las vibraciones a la hora que el indentador toque la vértebra.

g) Si la carga se aplica manualmente, evite que el desplazamiento sea mayor de 0.25mm/min, para evitar posibles choques y vibraciones.

h) Después que se ha aplicado la carga, y se ha esperado de 20s a 30s, retire la carga y evite impactos y vibraciones.

i) La separación entre las indentaciones deberá ser mayor que tres veces la longitud de la diagonal menor.

j) Se deben realizar mínimo 10 pruebas y se obtendrá una gráfica del número Knoop obtenido como función de la distancia.[37]

k) Se obtendrá la media de las mediciones y la desviación estándar de la siguiente manera:

$$s = \left(\frac{\sum_{n=1}^p (\text{KHN}_m - \text{KHN}_n)^2}{(n-1)} \right)^{1/2} \quad (3)$$

Donde:

s = desviación estándar.

KHN_m = media del número de dureza Knoop (Knoop Hardness Number).

KHN_n = KHN obtenido de la n-ésima indentación.

n = número de indentaciones.

De esta manera se reportará lo siguiente:

- Media de KHN.
- Carga de prueba.
- Condiciones de la superficie.
- Historia térmica de la vértebra.
- Número de indentaciones y desviación estándar.

Si el equipo de medición[37] contiene un fuente de luz, use el sistema para obtener la medición, después que alcance el equilibrio térmico, es decir hasta que la fuente de luz tenga una temperatura estable ya que la magnificación del microscopio depende de la longitud del tubo.[37]

De esta manera se obtiene la dureza del hueso vertebral, con su desviación estándar.

Ya que el módulo de elasticidad es función de la dureza del material, se utilizará la ecuación No 8 del capítulo cuatro para obtener el módulo de elasticidad:

$$L_{di} = L_{dm} = \alpha E/D \quad (8)$$

Donde.

- L_{di}** = longitud de la diagonal del indentador.
- L_{dm}** = longitud de la muestra, después de la recuperación elástica de la vértebra.
- α = una constante que se determina experimentalmente.
- E/D** = la proporción entre el módulo de elasticidad y la dureza del material obtenida.

De este modo α y **L_{dm}** deben ser obtenidos de los siguientes materiales:

- Acero para herramientas suave.
- Calcita.
- Hierro colado.
- Alúmina.
- Alúmina-zirconia.

Al obtener los valores de α y **L_{dm}**, estos se sustituyen en la fórmula No 8 y con la dureza obtenida se obtiene el módulo de elasticidad de la vértebra.

Una descripción general de la prueba de indentación de dureza Knoop se puede revisar en la norma E 384 de ASTM[37].

Una vez obtenido el módulo de elasticidad, se realizará los siguientes pasos para obtener *la relación de Poisson*:

Se montará en una máquina universal de pruebas a tracción, la unidad vertebral, la cual es *L-4-disco intervertebral-L-5.*, y se programará a la máquina para que el ensayo se detenga cuando esta obtenga un módulo de elasticidad igual al que se obtuvo mediante el análisis estadístico realizado las pruebas de microdureza Knoop.

Se deben cumplir los siguientes parámetros para obtener las unidades vertebrales.

- 1.- Se contará mínimo con 30 unidades vertebrales, ya que se realizará un análisis estadístico.
- 2.- La edad del donador debe estar entre 40 y 45 años de edad, ya que a esta edad el hueso se encuentra maduro.
- 3 - La vértebra debe ser obtenida de donadores del mismo sexo, para tener un buen control dentro del análisis estadístico, ya que existen diferencias estructurales entre hombres y mujeres.
- 4.- El donador no debe presentar enfermedades, como osteoporosis, osteomalacia, etc., así como anomalías de la columna vertebral. Las anomalías se pueden determinar mediante rayos X.

5.- La unidad vertebral debe ser obtenida dentro de las 24 horas del fallecimiento del donador.

6 - Se debe disectar las vértebras, dejando únicamente los siguientes ligamentos:

- Ligamento anterior longitudinal.
- Ligamento posterior longitudinal.
- El ligamento flava.
- Ligamento supraespinoso.
- Ligamento interespinoso.
- Ligamento intertransverso.

La cápsula articular y los siguientes músculos.

- Músculos intertransversos.
- Músculos interespinosos.
- Músculo multifido del raquis.

7.- Mediante absorciometría por energía dual mediante rayos X (DEXA), determinar la densidad mineral de la vértebras.

8.- La unidad vertebral debe almacenarse en plasma dentro de bolsas de plástico dentro del siguiente rango -17°C y -20°C , asta una hora antes de realizar la prueba. El almacenaje debe realizarse en nitrógeno líquido, para conservar las propiedades físicas.

9.- Se realizará un ensayo a compresión utilizando una máquina universal de pruebas que proporcione desplazamientos de 0.25 mm/min. o desplazamientos menores.

10.- Se utilizaran galgas extensométricas en forma de roseta a 60° y con ayuda de las ecuaciones del círculo de Mohr para deformaciones, obtener estas y posteriormente aplicar la relación de Poisson y obtener este valor.

Lo que se desea con las galgas extensométricas es obtener las deformaciones en los planos axiales y transversales de la vértebras.

11.- Se utilizará un sistema de audio de alta fidelidad, para determinar el momento en el que se fracturen la vértebras.

12.- Se utilizará un sistema de cámaras fotográficas con cuadros de resolución de 0.6mm x 0.6mm o menores, para que estas proporcionen una secuencia del desplazamiento de marcas colocadas previamente en las vértebras.

13.- A las vértebras se les colocaran moldes para obtener superficies cilíndricas hechos de plástico dental o polimetilmetacrilato y de esta manera obtener un buen apoyo para colocar las vértebras en la máquina universal de pruebas.

14.- El ensayo se debe realizar con el menor ruido posible, es decir no hablar al momento de realizar la prueba, no arrastrar muebles, permanecer lo mas callado y tranquilo que se pueda etc.

Realizando los pasos anteriores se obtiene *la relación de Poisson* del hueso vertebral, que será obtenida con su media y su desviación estándar, ya que es un análisis estadístico.

El material y equipo necesario para realizar la experimentación es el siguiente:

- Vértebra y unidades vertebrales.
- Plástico dental o polimetilmetacrilato.
- Máquina estándar para realizar microdureza Knoop.
- Galgas extensométricas de roseta.
- Sistema de audio de alta fidelidad.
- Un sistema de cámaras fotográficas con cuadros de resolución de 0.6mm x 0.6mm o menores.
- Tanque de almacenamiento para nitrógeno líquido u otro elemento que mantenga la temperatura de la unidad vertebral por debajo de la temperatura establecida.
- Máquina universal de pruebas que proporcione desplazamientos de 0.25 mm/min. o desplazamientos menores.

6.0 Conclusiones.

Al plantear un modelo para obtener las propiedades mecánicas de la columna vertebral, un parámetro importante es la densidad mineral del hueso. Este parámetro es esencial, ya que nos indica la resistencia del hueso; de esta manera se puede fijar un intervalo, el cual las muestras deben cubrir para que el estudio realizado sea confiable; por lo tanto de las técnicas de análisis del hueso, la absorciometría por energía dual mediante rayos X, es la técnica más precisa en indicar la densidad mineral del hueso, es una técnica no invasiva que no causa dolor al paciente (en el caso de hacerla in vivo) donde el equipo hace un barrido sobre el paciente y una computadora con la interface adecuada imprime una imagen del área analizada y calcula la densidad.

Se debe tener en cuenta que la dirección principal de las osteonas es a lo largo del hueso, así que el esfuerzo principal a tensión o compresión debe estar en esa dirección en el hueso compacto, la orientación y el espacio entre las trabéculas puede afectar al obtener el módulo de elasticidad y la relación de Poisson en el caso del hueso trabecular.

El proponer el uso de una máquina universal de pruebas con un desplazamiento de la carga de 0.25 mm/min. Es para poder determinar con mayor precisión el momento de falla de la estructura y poder tener un mayor margen de análisis de la gráfica obtenida.

De este modo el objetivo de esta tesis se cumple, ya que se presenta una metodología de estudio del hueso de la columna vertebral en la región lumbar para obtener el módulo de elasticidad y la relación de Poisson.

Por otro lado esta tesis proporciona, los elementos para entender y estudiar la fisiología y la embriología del hueso y de este modo con el enfoque de la biomecánica poder comprender que es lo que sucede con este organismo, para futuras aplicaciones.

Con este trabajo se amplía el campo de investigación en la Facultad de Ingeniería, hacia el área de la biomecánica, permitiendo un trabajo interdisciplinario.

Apéndice A

Articulaciones de los cuerpos vertebrales.

Los cuerpos vertebrales están unidos por ligamentos longitudinales anteriores y posteriores y por discos intervertebrales de fibrocartilago.

El ligamento anterior longitudinal.

Este ligamento es una banda fuerte la cual se extiende a lo largo de las superficies anteriores de los cuerpos vertebrales, es más ancho hacia abajo que hacia arriba, más espeso y estrecho en la región torácica que en las regiones lumbares y cervicales; esta unido por arriba a la parte basilar del hueso occipital, del cual se extiende al tubérculo anterior del atlas, después al frente del cuerpo del axis y se continua hacia abajo, hasta la parte superior del sacro. Esta constituido por fibras longitudinales, firmemente sujetas a los discos intervertebrales y al margen de los cuerpos vertebrales, pero sujetado de una manera suelta en los niveles intermedios de los cuerpos. En su situación última, el ligamento es grueso y relleno en las concavidades de las superficies anteriores y hace el contorno de la columna vertebral más plano. Esta compuesto de varias capas de fibras, de las cuales la mayor parte son superficiales, son grandes y se extienden a lo largo de tres o cuatro vértebras.. Las fibras intermedias se extiende entre dos o tres vértebras, mientras que las más profundas, solo van de una vértebra a la siguiente. El ligamento esta constituido a sus lados por fibras cortas que se conectan con la vértebra adyacente. (Figura A1)

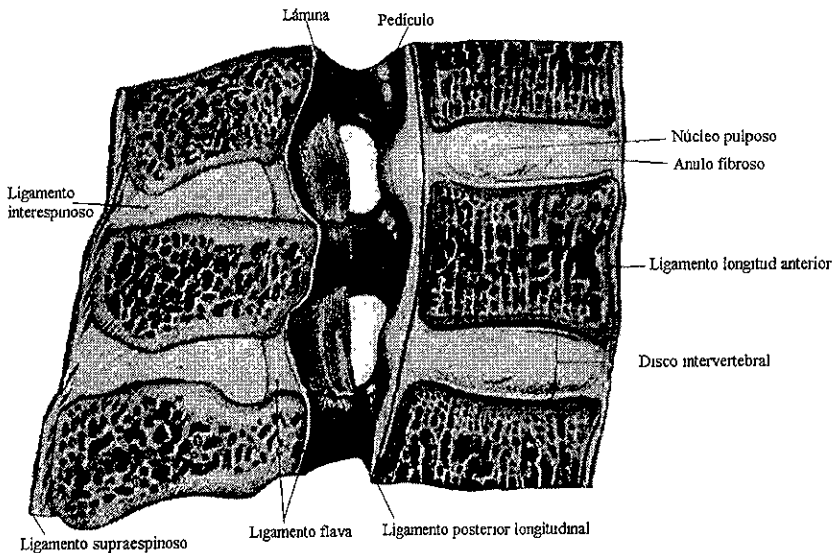


Figura A1. Sección sagital a través de la región lumbar de la columna vertebral.

El ligamento posterior longitudinal.

Este ligamento se encuentra dentro del canal vertebral, sobre las superficies posteriores de los cuerpos de las vértebras. Arriba esta unido al cuerpo del axis y de ahí se continua hasta el sacro. Esta constituido por fibras lisas y brillantes unido al disco intervertebral y a los márgenes de los cuerpos vertebrales, pero separado entre esas uniones por venas basivertebrales y por venas las cuales drenan desde el plexo vertebral interno. En las cervicales y en el nivel superior torácico el ligamento es más amplio y con un ancho más uniforme, pero en el nivel torácico más bajo y en las lumbares es denticulado siendo estrecho sobre el cuerpo vertebral y ancho sobre los discos. Esta constituido por capas superficiales de ligamento de entre tres o cuatro vértebras y las capas más profundas se extienden entre la vértebra adyacente. Esas capas profundas algunas veces son llamadas ligamentos perivertebrales, en la vida adulta son fusionados con el anulo fibroso del disco intervertebral adyacente. Las capas son más fácilmente identificables en los primeros años postnatales.(Figura A2)

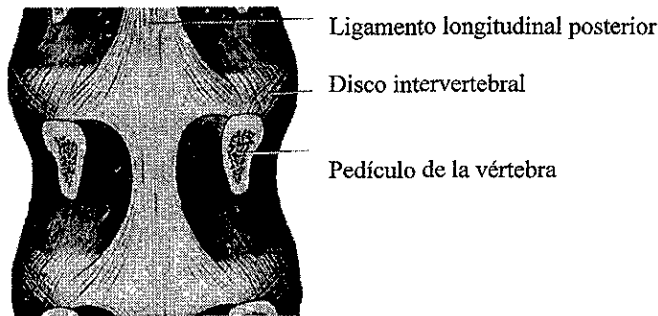


Figura A2. Ligamento vertebral longitudinal posterior de la región lumbar.

El disco intervertebral.

Los discos intervertebrales están colocados entre las superficies adyacentes de los cuerpos vertebrales, desde el axis hasta el sacro. Son las principales conexiones de los huesos vertebrales. Su forma corresponde con la forma de los huesos vertebrales entre los que se encuentran colocados. Su espesor varia dependiendo de la región de la columna en que se encuentren. Tienen un espesor mayor al frente que atrás en las regiones cervicales y lumbares y de este modo contribuyen a las convexidades de esos niveles, mientras que en la región torácica son más uniformes, la concavidad anterior de esta parte de la columna es enteramente debida a los huesos vertebrales. los discos son más delgados en la zona torácica y más espesos en la zona lumbar. Están adheridos a pequeñas capas de cartilago hyalino el cual cubre las superficies inferiores y superiores de los cuerpos vertebrales, excepto la mayor parte de las zonas periféricas las cuales reciben soporte de vasos sanguíneos, los discos son avasculares y se alimentan por difusión a través de las superficies del hueso esponjoso de las vértebras adyacentes. De este modo las partes

avasculares y vasculares difieren en respuesta a una lesión. Los discos intervertebrales son conectados a los ligamentos anteriores y posteriores longitudinales; en la región torácica son unidos lateralmente por ligamentos intrarticulares a la cabeza de las costillas las cuales se articulan con dos vértebras.

Estructura del disco intervertebral.

Cada disco esta constituido por una lamina periférica, el anulo fibroso y por un núcleo interior, el núcleo pulposo. (Figura A3)

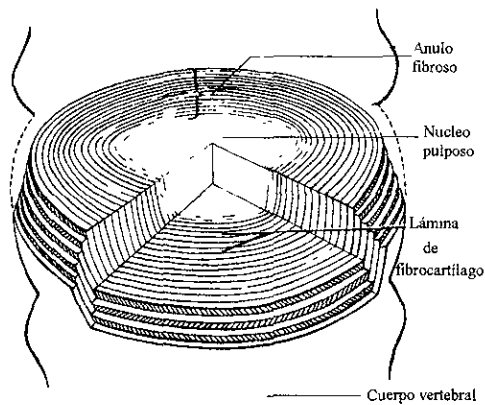


Figura A3. Esquema simplificado de las principales características estructurales de un disco intervertebral.

El anulo fibroso.

Esta constituido por una zona exterior estrecha de fibras de colágeno y una amplia zona interior de fibrocartilago. Estas laminas son convexas desde arriba y con collares incompletos los cuales están conectados por fuertes fibras y traslapados dentro de otros. En la región posterior del disco la lámina se une con otra de una forma compleja. Dentro de cada lámina, la mayoría de las fibras son paralelas y corren de manera oblicua entre dos vértebras.

El núcleo pulposo.

Este núcleo esta mejor desarrollado en las regiones cervicales y lumbares que en la región torácica. En el nacimiento, es suave, gelatinoso relativamente largo y con material mucoide,

conteniendo pocas células notocnrales multinucleadas dentro de la periferia de las cuales se extienden células y fibras de la zona interior del anulo fibroso adyacente.

Las células notocnrales han desaparecido para el final de la primer década de vida, después de ese tiempo hay una sustitución del material de la mucoide por fibrocartílago, derivado principalmente de las células del anulo fibroso pero también de las láminas cartilaginosas convergiendo de la parte superior e inferior de las superficies de la vértebra. Con esta transformación es más difícil diferenciarlo del resto del disco.

Con estos cambios estructurales el núcleo pulposo altera su apariencia y llega a ser amorfo y algunas veces descolorido, su capacidad de ligamento disminuye y su elasticidad es reducida, esas propiedades físicas son relacionadas en particular con los mucopolisacáridos y componentes proteínicos. Cuando el disco no es cargado, la presión en todo el núcleo pulposo es baja.

Anatomía aplicada.

En los adultos jóvenes los discos intervertebrales son más fuertes, ya que la violencia es aplicada a la los huesos de la columna vertebral manteniendo con esto saludable el disco, de esta manera es imposible dañar la salud del disco, a menos que el hueso sufra una fractura.

Después de la segunda década de vida, sin embargo, cambios degenerativos pueden ocurrir en el disco y esto puede resultar en una necrosis y un secuestro del núcleo pulposo, una suavización y debilitamiento del anulo fibroso, bajo estas circunstancias un esfuerzo menor puede causar un desorden interno con un desplazamiento excéntrico del núcleo pulposo o un desorden externo en el cual el núcleo pulposo pueda tener una protuberancia o pueda estallar a través del anulo fibroso usualmente en una dirección posterolateral.

Las uniones de los arcos vertebrales.

Las uniones entre los procesos articulares de las vértebras son sinoviales y varían en su forma, la lámina, espina y los procesos transversos son conectados por el ligamento flava y el ligamento nual, los cuales pueden ser vistos como ligamentos accesorios de las articulaciones, cada uno tiene una cápsula articular.

La cápsula articular.

Delgada y suelta es unida solo periféricamente a los márgenes de las caras articulares de los procesos articulares adyacentes. Las cápsulas son más largas y sueltas en la región cervical que en las regiones torácicas y lumbares.

El ligamento flava.

Conectado a la lámina de la vértebra adyacente. Se observa mejor desde el canal vertebral. Sus uniones se extienden desde la cápsula articular a las regiones donde la lámina se

fusiona a la espina. El componente predominante del ligamento flava es tejido amarillo elástico, las fibras de las cuales casi con una dirección perpendicular son unidas a la parte más baja de la superficie anterior de la lámina y por encima de la superficie posterior del margen superior de la lámina de abajo. Los ligamentos son delgados pero extensos y largos en el cuello, de mayor espesor en la región torácica y mucho más espeso en los niveles lumbares. Estos ligamentos permiten la separación de la lámina en flexión y al mismo tiempo rompen el movimiento que esta limitado y no se extiende abruptamente. De esta forma contribuye en la restauración de la posición erecta de la columna después de que esta ha sido flexionada y protege al disco de una lesión.

El ligamento supraespinoso.

Es una fibra fuerte la cual conecta las ápices de la espina desde la séptima vértebra cervical, hasta el sacro. Es de mayor espesor y más amplio en la región lumbar que en la torácica. Entre la séptima vértebra cervical y la protuberancia occipital externa es mucho más expandido y es llamado el ligamento nual.

El ligamento nual.

Es una membrana fibroelástica la cual en el cuello, es homogénea con el ligamento supraespinoso y con el ligamento interespinoso de otros niveles. La parte superficial se extiende desde la protuberancia externa y desde la cresta occipital de la séptima vértebra cervical. Desde esta lámina fibrosa la cual es unida a la a la parte media del hueso occipital escuamus debajo de la protuberancia occipital externa al tubérculo posterior del atlas y a la vértebra cervical, formando una unión de músculos a los dos lados del cuello.

El ligamento interespinoso.

Membrana delgada, sus uniones se extienden desde el origen de los ápices de cada proceso espinoso, se encuentran de frente con el ligamento flava y por detrás con el ligamento supraespinoso. Son más estrechos y elongados en la región torácica, más amplios y de mayor espesor en la región lumbar y ligeramente desarrollados en el cuello.

El ligamento intertransverso.

Se encuentra entre los procesos transversos, en la región cervical esta constituido por fibras irregulares y esparcidas, son reemplazados por los músculos intertransversos; en la región torácica están íntimamente relacionados con los músculos de la espalda y en la región lumbar son delgados y membranosos.

Músculos que producen movimiento vertebral.

La columna vertebral puede ser movida por los músculos unidos a ella que actúan directamente o por los músculos unidos a otros huesos que actúan indirectamente en la columna, La gravedad también tiene un rol importante.

Flexión. Longísimo, escaleno, esternocleidomastoideo y recto del abdomen de ambos lados.

Extensión. El erector de la espina, esplenio y semiespinal de ambos lados.

Flexión lateral Los componentes longísimo e iliocostocervical del erector de la espina, el músculo oblicuo de la pared abdominal y los músculos que actúan en flexión.

Rotación. Rotadores, multifido y esplenio cervical.

La *extensión*, principalmente de la región lumbar ocurre cuando se mueve el cuerpo a otra posición, en la fase inicial, la extensión es primariamente de las articulaciones o uniones de las rodillas y de la cadera. Existe un retraso de la extensión lumbar durante la cual existe una pequeña actividad del músculo erector de la columna. Cuando se levanta un peso, existe una considerable compresión del disco intervertebral de la región lumbar, con un aumento de la presión en las cavidades torácicas y abdominales, las cuales pueden resistir por flexión.

Las articulaciones entre la quinta vértebra lumbar y el primer segmento del sacro, parece la unión entre dos vértebras típicas. Los cuerpos de la quinta vértebra lumbar y la primera vértebra sacra, son unidos por una variedad de discos intervertebrales los cuales son de mayor espesor ventralmente.

Los músculos de la masa común (erector de la columna) empiezan en el sacro, el ilión y los ligamentos que se encuentran relacionados con ello, este músculo se hace más grueso a medida que asciende a los lados se las apófisis espinosas lumbares que le proporcionan inserciones adicionales. Aproximadamente al nivel de la última costilla se divide en tres columnas que ascienden por la cara posterior del tórax y se insertan en las costillas y las vértebras.

- ***Epiespinoso.*** Es el más interno y estrecho de las tres. Se sitúa a los lados de las apófisis espinosas y esta formado por fascículos que se extienden de las apófisis espinosas lumbares superiores a las dorsales superiores.

- ***Dorsal largo.*** Es el intermedio, largo y voluminoso, constituye la mayor parte del volumen de la masa común. Se inserta en los tubérculos accesorios de las vértebras lumbares superiores y en las costillas y las apófisis transversas de las vértebras dorsales.

- ***Iliocostal o sacrolumbar (iliocostocervical).*** Es la división externa de la masa común, consiste de una serie de fascículos ascendentes (iliocostal lumbar, dorsal y cervical), que se insertan sucesivamente en los ángulos costales y las apófisis transversas de las vértebras cervicales inferiores.

- ***Esplenio.*** Es un músculo grueso y aplanado de la disposición espinotransversa que cruza oblicuamente la región posterior del cuello y cubre los músculos verticales subyacentes.

Los músculos cortos son el *multífido del raquis*, los *rotadores del dorso*, los *Interespinosos* y los *intertransversos*.

- **El multífido del raquis.** Está formado por fascículos triangulares cortos, cubiertos por el semiespinoso. La base de cada triángulo comprende muchos fascículos que se dirigen hacia arriba y adentro y convergen en uno solo que se inserta en una apófisis espinosa.

- **Interespinosos e intertransversos.** Estos músculos unen entre sí las apófisis espinosas y las transversas respectivamente. Están poco desarrollados o pueden no existir en la región dorsal.(Figura A4).

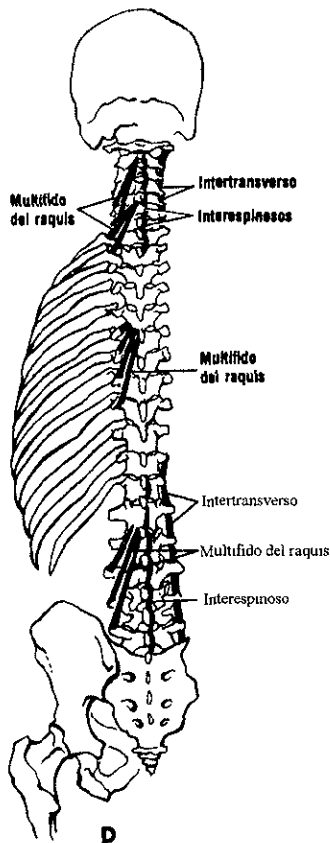


Figura A4. Músculos multífido del raquis, interespinosos e intertransversos.

Glosario.

Ápice.- Parte más pequeña del hueso.

Aponeurosis.- Tendón aplanado, membranoso, relacionado frecuentemente con músculos anchos o planos.

Basilar.- Relativo a una base o porción basal.

Basal.- Situado en la base de una formación orgánica o relativo a ella

Cartilago hialino.- Cartilago de sustancia intercelular, granular u homogénea y transparente con escaso tejido fibroso.

Circunducción.- Movimiento circular o semicircular de un miembro alrededor del eje del cuerpo.

Denticulado.- Provisto de pequeños dientes o proyecciones semejantes a dientes.

Músculo escaleno.- Es un músculo que se encuentra localizado en el cuello.

Músculo esplenio.- Es un músculo localizado en la nuca y parte posterior del dorso.

Fascículos.- Grupo regular de fibras musculares o nerviosas.

Fibrocartilago.- Cartilago cuya sustancia fundamental contiene cantidad importante de tejido fibroso blanco.

Glucoproteína.- Proteínas compuestas que se conocen también con el nombre de mucoproteídos cuyo grupo prostético esta formado por un complejo hidrocarbonado.

Ilión.- Hueso que forma la cadera.

Músculo longísimo.- En los canales vertebrales constituye la porción superficial e interna de la masa común de los músculos espinales.

Material mucoide.- Miembro de un grupo de glucoproteínas de origen animal.

Monosacárido.- Hidrato de carbono que no puede descomponerse por hidrólisis en otros más sencillos.

Mucopolisacárido.- Polisacárido complejo que en su molécula tiene nitrógeno.

Necrosis.- Tejido que no lleva acabo funciones fisiológicas, es decir, esta muerto.

Polisacárido.- Hidrato de carbono, que como la celulosa o el almidón esta formado por la condensación de varios monosacáridos.

Prostético.- Grupo no proteico que forma parte de proteínas complejas.

Sacro.- Hueso de la columna vertebral que consta de cinco vértebras fusionadas.

Tejido fibroso.- Variedad de tejido conjuntivo constituido por fibras reunidas en fascículos compactos, adherentes y entrecruzados que forman los tendones, membranas de envoltura, aponeurosis, etc.

Tubérculo.- Eminencia pequeña, natural en un hueso o en otra parte.

Unión sinovial.- Forma de unión entre huesos que consta de cápsula y líquido articular.

Bibliografía.

- 1.- Byars F. Edward, Biomechanics monography, ASME, New York, United States.
- 2.- Byars F. Edward, Mecánica de cuerpos de formables, tercera edición, México 1978, representaciones y servicios de ingeniería, pp 4, 5, 12-17, 37-40, 47
- 3.- Diccionario terminológico de ciencias médicas, treceava edición, México 1995, Salvat
- 4.- Epstein Bernard S., Afecciones de la columna vertebral y de la médula espinal, estudio radiológico, segunda edición, Barcelona 1973, editorial Jims, pp 210-212 499 514-521
- 5.- Ganong William F., Fisiología médica, primera edición, México 1992, editorial manual moderno, pp 353-355.
- 6.- Geneser Finn, Histología, primera edición, México 1989, editorial médica interamericana S.A., pp 220-225
- 7.- Gray's, Anatomy, treinta y seisava edición, Great Britain 1980; Churchill Livingstone pp 252, 260, 274, 443-447.
- 8.- Moore K. Embriología clínica, cuarta edición, México 1989, Nueva editorial interamericana.
- 9.- O'Rahilly Ronan, Anatomía, quinta edición, México 1989, interamericana Mc Graw Hill, pp 610-614
- 10.- Smith Tony, Atlas de cuerpo humano, primera edición, Barcelona 1995, editorial grijalbo, pp 9,32, 33, 36-4, 70, 71.
- 11.- Tresguerres J. A. F., Fisiología humana, primera edición, Madrid 1992, interamericana Mc Graw Hill, pp 1032-1045.

Referencias:

- 12.- Adams M. A. and Dolan P., A technique for quantifying the bending moment acting on the lumbar spine in vivo, j. Biomechanics vol. 24 No 9; Great Britain 1990, pp 117-126.
- 13.- BOAC Man page/projects.
<http://www.fsec.ucf.edu/~bdau/Com-roof.htm>
- 14.- Bone mineral content evaluated with photon absorciometry.
<http://www.medfak.lu.se/curr-res/.proj/123.html>

- 15.- Computerized tomography..
http://www.num.uni-sb.de/ct/e_ct.html
- 16.- CNRC- facility body composition laboratory.
<http://www.bcm.tmc.edu/cnrc/cnrc.bodycomp.html>
- 17.- Computerized tomography (CT or CAT Scan)
[Http://www.noah.cuny.edu:8080/illness/mental health/cornell/tests/ctscan.html](Http://www.noah.cuny.edu:8080/illness/mental%20health/cornell/tests/ctscan.html)
- 18.- DEXA (Dual Energy X-Ray Absorptiometry.)
<http://www.medicare-link.com/partb/va/medpol/final/dexa.html>
- 19.- Elastic modulus, E.
http://www.Lib.umich.edu/libhome/Dentistry.Lib/Dental_tables/elasmod.html
- 20.- Measurement of mecánica strain at interior locations.
Http://www.tn.cornell.edu/Newsletter_1995/strain.html
- 21.- M. Ontañón, F. J. Gill et al., Young's modulus and fracture toughness of cortical bone evaluate by mens of indentation techniques, Elsevier Science publishers B.V. 1992.
- 22.- Odgaard Anders and Linde Frank; The understimation of young's modulus in compresive testing of cancellous bone specimens, j. Biomechanics vol 24 No 8; Great Britain 1991, pp 691-698.
- 23.- Osteoporosis.
<http://www.rheumdocs.com/osteop.htm>
- 24.- Osteoporosis online from Southeast Texas.
<http://www.ih2000.net/osteoporosis/DEXAGuid.htm>
- 25.- Osteoporosis: What do we need to know?
<http://www.feminist.com/osteop.htm>
- 26.-Osvalder A. L. Neumann P. Lövsund P. and Nordwall A., Ultimate strength of the lumbar spine in flexion an in vitro study, j. Biomechanics vol 23 No 5; Great Britain 1990, pp 543-460.
- 27.- PET.
<http://www.petaxp.rug.ac.be/~erik/research/research-top.html>
- 28.- PET image reconstruction using simulated annealing.
<http://www.petaxp.rug.ac.be/~erik/research/research-part1.html>

- 29.- PRIORITY calcium recommended daily calcium-intake.
<http://www.priocal.se/calcium.html>
- 30.- PRIORITY don't fall.
<http://www.priocal.se/fall.html>
- 31.- PRIORITY general osteoporosis info
<http://www.priocal.se/info.html>
- 32.- PRIORITY; Measuring techniques.
<http://www.priocal.se/measure.html>
- 33.- PRIORITY ultrasound for evaluation of osteoporosis.
<http://www.priocal.se/us.html>
- 34.- Radiographic Absorptiometry in the diagnosis of the osteoporosis.
<http://www.compumed.net/ra.htm>
- 35 - Scanning Electronic Microscopy (SEM).
[Http://www.aquila.infn.it/infn/Casti/Tech/Sem/SemEn.html](http://www.aquila.infn.it/infn/Casti/Tech/Sem/SemEn.html)
- 36.- Schowenaars R, Hernández Pacheco R., Camarillo Juárez F., Cerrud Sánchez S., Ortiz Prado A. Determinación de las propiedades mecánicas de un biomaterial compuesto (vértebras lumbares), II Congreso Anual Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica A.C., Octubre de 1997 Morelia Michoacán, pp 51-65
- 37.- Standard test method for microhardness of materials E-384 ASTM.
- 38.- Strain gages.
[Http://www.measurementsgroup.com](http://www.measurementsgroup.com)
- 39.- Technical updates.
<http://www.vig.com.au/udexascan.html>
- 40.- The american journal of clinical nutrition.
<http://www.faseb.org/ajcn/abst97/august/boot.htm>
- 41.- The basics of MRI.
[Http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/mri-main.html](http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/mri-main.html)
- 42.- Thomas R. Oxland et al, The relative importance of vertebral bone density and disc degeneration in spinal flexibility and interbody implant performance an in vivo study, spine vol. 21 No 22; spine vol. 21 No 22; Great Britain, pp 2558-2569.

43.- Transmission Electronic Microscopy (TEM).
<http://www.aquila.infn.it/infn/Casti/Tech/Tem/TemEn.html>

44.- Washington radiology associates P. C.; Bone densitometry.
<http://www.wrapc.com/bonexam.htm>