



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

ANÁLISIS COMPARATIVO EXPERIMENTAL DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE FÉMURES HUMANOS Y FÉMURES SINTÉTICOS

TESIS

**PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
INGENIERO MECÁNICO**

PRESENTA:

DAVID JIMÉNEZ CRUZ

DIRECTORES DE TESIS:

**M. en C. VICTOR MANUEL ARAUJO MONSALVO
M.I. EDGAR ISAAC RAMÍREZ DÍAZ**



MÉXICO

JULIO 2009

"Las batallas no siempre las gana el más fuerte, o el más veloz, tarde o temprano el hombre que triunfa es aquél que cree que puede triunfar "

Vince Lombardi

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quiero agradecer a la vida, a la medicina y a Dios por el aprendizaje recibido y por la oportunidad de continuar con mis proyectos.

Quiero agradecer a mis padres, por su sacrificio para darme una vida sin carencias, por su ejemplo de superación incansable, por su comprensión, por su amor y amistad incondicional, por la libertad y confianza, porque sin su apoyo no hubiera sido posible la culminación de mi carrera profesional, ni hubiera podido superar los obstáculos que se me presentaron.

A mi hermana, por contar con su apoyo, cariño y confianza en todo momento.

Jamás podré pagar todo lo que me han dado. Los quiero mucho.

A mis abuelos y tíos gracias por haber contribuido en mi educación y por contar siempre con su apoyo.

A todos mis amigos, les agradezco la oportunidad de compartir los momentos de alegría y diversión, pero les agradezco más su apoyo incondicional en los momentos difíciles.

Al laboratorio de biomecánica y personal que labora en él.

Agradezco al M. en C. Víctor Manuel Araujo Monsalvo y al D. en C. Víctor Manuel Domínguez Hernández por el apoyo para realizar esta tesis, por su orientación, paciencia, dedicación y confianza, pero principalmente por su amistad.

Agradezco especialmente al M. I. Edgar Isaac Ramírez Díaz, por su excelente asesoría y por su participación como director de esta tesis.

A los sinodales por su revisión y sus constructivas sugerencias para la mejora del trabajo.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el apoyo prestado a través del Proyecto Salud-2005-01-13909 "Rediseño de un implante ortopédico para el tratamiento de tumores de rodilla por medio del método del elemento finito y su validación experimental"

Al Dr. Ricardo García Cavazos, Director de la Escuela Superior de Medicina del IPN, por el apoyo brindado para la realización de esta tesis.

A la M. en C. Yolanda Cárdenas García, Jefe del Departamento de Ciencias Morfológicas de la Escuela Superior de Medicina del IPN. Gracias por las facilidades para la utilización de huesos de cadáver en esta tesis.

Al Dr. M. Mariano Mendoza Resendiz, por su colaboración para realizar las pruebas con huesos humanos.

Al Laboratorio de material didáctico de la ESM. Al Prof. Antonio Santana Mejía, Jefe del laboratorio de material didáctico. Al Mtro. Ricardo Rodea Bernal, Escultor. A la Lic. Griselda Franco Sánchez, Diseño y comunicación visual. Gracias por el apoyo en la realización de los modelos utilizados en esta tesis.

Al Dr. Saúl Rennán León Hernández, Jefe de la División de Enseñanza del INR por su colaboración en la realización del análisis estadístico de los resultados.

Agradezco a los profesores de la Facultad de Ingeniería por sus enseñanzas, académicas y personales.

Al departamento de Servicios Escolares de la Facultad de Ingeniería, por todo el apoyo brindado, por su amistad y confianza.

A los Escorpiones Rojos de la Facultad de Ingeniería por haber sido una segunda familia, por compartir triunfos y derrotas y principalmente por haber contribuido a formar la persona que soy.

Gracias a la Facultad de Ingeniería por haber sido más que una escuela, sino un hogar durante el tiempo que permanecí en ella.

Gracias a la Universidad Nacional Autónoma de México por hacer que cada día me sienta más orgulloso de pertenecer a ella.

Índice

Capítulo I. Marco teórico. 1

1.1 Introducción	1
1.1.1 Histología del tejido óseo	1
1.1.2 Fisiología del tejido óseo	4
1.1.3 Tipos de tejido óseo	4
1.1.4 Estructura del hueso	7
1.1.5 Clasificación de los huesos	8
1.2 Anatomía del fémur	9
1.2.1 El cuerpo del fémur	11
1.2.1.1 Epífisis superior	12
1.2.1.2 Epífisis inferior	14
1.3 Comportamiento mecánico del hueso	15
1.3.1 Propiedades mecánicas del hueso	16
1.3.2 Métodos de carga	18
1.4 Fracturas	23
1.4.1 Clasificación	23

Capítulo II. Materiales para modelar hueso. 26

2.1 Introducción	26
2.2 Clasificación de los materiales	26
2.3 Biomateriales	27
2.4 Materiales poliméricos para modelar hueso	28
2.5 Resinas poliéster	29
2.6 Fibra de vidrio	31
2.7 Materiales compuestos reforzados con fibras	32

Capítulo III. Metodología experimental. 34

3.1 Introducción	34
3.2 Manejo y características de las pruebas	34
3.3 Equipo utilizado	35
3.3.1 Diseño del dispositivo para ensayos a flexión	36

3.4 Desarrollo experimental	38
3.4.1 Mediciones geométricas	38
3.4.2 Colocación de las muestras	42
3.5 Manejo de datos y cálculos	44
 Capítulo IV. Análisis de resultados.	 51
 Capítulo V. Conclusiones y trabajo futuro.	 65
5.1 Conclusiones	65
5.2 Trabajo futuro	67
 Referencias.	 69
 Anexo 1. Moldes y modelos.	
 Anexo 2. Planos.	

PRÓLOGO

Hoy en día, los avances en la investigación científica así como los desarrollos tecnológicos van en ascenso en todo el mundo, y se han dado como consecuencia de la unión de dos o más ramas de la investigación, pues para obtener mejores resultados, es necesario que se reúnan grupos interdisciplinarios, que conozcan diferentes áreas de la ciencia, pero que a su vez busquen un objetivo común.

En el caso de la biomecánica se unen los conocimientos, principalmente de ingeniería mecánica, incluyendo ramas de la misma como lo son la manufactura, el diseño y los materiales; con otras ramas de la ciencia como lo son la medicina, biología, veterinaria, física y química.

La biomecánica es una disciplina científica que tiene por objeto el estudio de las estructuras de carácter mecánico que existen en los seres vivos, es el estudio de la respuesta que experimentan los organismos y los materiales biológicos debido a la aplicación de cargas, donde las pruebas mecánicas son muy importantes. En éstas, un determinado material se somete a diferentes condiciones de carga, para estudiar sus propiedades y su comportamiento.

Este trabajo forma parte de un proyecto de investigación avalado por CONACYT, (Clave: SALUD-2005-01-13909, Título: *“Rediseño de un implante ortopédico para el tratamiento de tumores de rodilla por medio del método del elemento finito y su validación experimental”*), realizado en el Instituto Nacional de Rehabilitación por parte del Laboratorio de Biomecánica en colaboración con el Servicio de Tumores Óseos. Tiene como uno de sus objetivos comparar la resistencia de modelos de fémur humano fabricados en resina contra fémures de cadáver fresco y tratado mediante técnicas experimentales, sometiéndolos a pruebas a flexión en cuatro puntos, para finalmente determinar la combinación de resina poliéster que se comporte mecánicamente de forma similar al hueso, bajo las condiciones de carga similares a las que están sometidos, con el fin de utilizar modelos en investigaciones futuras.

Tomando en cuenta la dificultad para obtener huesos reales y que para su almacenaje y manejo es necesaria cierta infraestructura, el uso de resina tiene por ventaja su fácil almacenamiento, además de la posible reproducción de los experimentos. La variabilidad de los especímenes de cadáver siempre ha sido un problema, pues se requiere de una muestra muy grande para obtener resultados significativos. Con los modelos, la variable geométrica de los huesos está controlada y es una ventaja para la repetición del experimento, pues al realizar pruebas es importante que los ensayos sean similares, para poder compararlos y enfocarse estrictamente en su comportamiento mecánico.

Se ha demostrado que los modelos de compuestos plásticos tienen ventajas al definir un protocolo donde es necesario reproducir un modelo de hueso para medir la estabilidad de alguna implantación.

Como en todo trabajo experimental, en la presente tesis, se maneja un marco teórico como soporte para dicha experimentación, en este se presenta la fisiología, histología, tipos y estructura del tejido óseo, profundizando principalmente en las características del fémur.

También se encuentra lo referente a las propiedades mecánicas del hueso así como su comportamiento bajo la acción de distintas cargas, además de las características de la resina utilizada para los modelos.

Una vez definidos los conceptos teóricos, se presenta el ambiente para la experimentación, donde se explica el diseño del marco de cargas necesario para realizar las pruebas, así como el montaje de los modelos y los huesos.

La experimentación consiste en realizar pruebas a flexión en cuatro puntos sobre los modelos de resina con porcentajes desconocidos, tanto en sus componentes como en el tipo de refuerzo utilizado, pruebas en hueso tratado y pruebas en hueso fresco. A partir de estas pruebas se obtienen las combinaciones en resina que tengan un comportamiento similar al del hueso.

Para finalizar, se analizan los resultados, donde se especifica cada caso de estudio, los resultados obtenidos y el análisis de los mismos, estos últimos se discuten para obtener conclusiones y con ellas definir trabajos futuros.



Marco Teórico.

1.1 Introducción

El tejido óseo es una variedad de tejido conjuntivo, constituyente principal de los huesos en los vertebrados, que se caracteriza por su rigidez y su gran resistencia tanto a la tracción como a la compresión y forma la mayor parte del esqueleto, además de ser el armazón que soporta el cuerpo, protege los órganos y permite el movimiento. El sistema óseo es un tejido dinámico, continuamente se encuentra en fase de remodelación, es robusto y a su vez ligero.

El hueso es un tejido que tiene una excelente capacidad de autorreparación, de manera que puede alterar sus propiedades y configuración en respuesta a cambios en la demanda mecánica [1,2].

1.1.1 Histología del tejido óseo

Como otros tejidos conjuntivos, el hueso o tejido óseo está constituido por una matriz en la que se encuentran células dispersas. La matriz está formada por 25% de agua, 25% de proteínas y 50% de sales minerales [1], esta matriz ósea representa el conjunto de la sustancia intersticial intercelular que compone el tejido óseo. Para su estudio, esta matriz se puede dividir en:

1. La *matriz orgánica* (35%), compuesta por fibras de colágeno incluidas en una sustancia fundamental de naturaleza glicoproteica que proporcionan flexibilidad y resistencia al tejido.
2. Los *componentes minerales inorgánicos* (65% del peso seco del hueso) que se depositan entre la matriz orgánica, fundamentalmente fosfato cálcico que proporcionan su rigidez característica [3,4].

Las sales minerales más abundantes son la hidroxiapatita (fosfato tricálcico) y carbonato cálcico. En menores cantidades se tiene sulfato de magnesio, hidróxido de magnesio y cloruro de magnesio. Estas sales minerales se depositan por cristalización en la estructura formada por las fibras de colágeno, durante el proceso de calcificación o mineralización. La dureza del hueso depende de sus

componentes inorgánicos, mientras que su resistencia y ductilidad son función de la matriz orgánica, particularmente del colágeno.

El tejido óseo se encuentra formado por cuatro tipos de células:

1. *Células osteoprogenitoras*: Son células no especializadas derivadas del mesénquima¹, que es el tejido del que derivan todos los tejidos conectivos. Se encuentran células osteoprogenitoras en la capa interna del periostio², en el endostio³ y en los canales del hueso que contienen los vasos sanguíneos. A partir de ellas se generan los osteoblastos⁴ y los osteocitos⁵ [3,4].
2. *Osteoblastos*: Son células que forman el tejido óseo pero que han perdido la capacidad de dividirse por mitosis. Segregan colágeno y otros materiales utilizados para la formación y organización de la matriz extracelular del hueso y de su posterior mineralización. Se encuentran en las superficies óseas y a medida que segregan los materiales de la matriz ósea, ésta los va envolviendo, convirtiéndolos en osteocitos [3,4] (Figura 1.1).

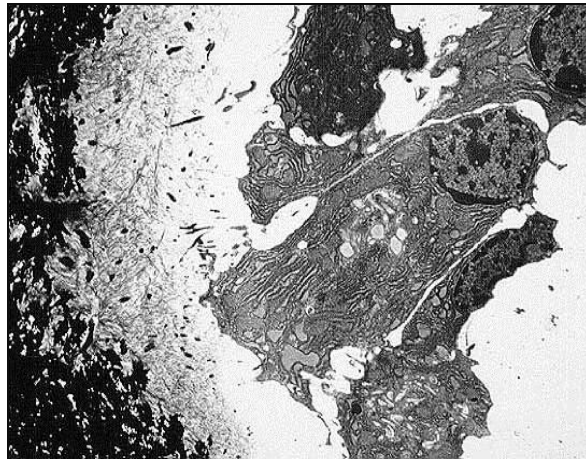


Figura 1.1. Osteoblastos sobre un ribete de osteoide. El osteoide se observa como un material finamente fibrilar de color gris y por debajo del mismo se sitúa el hueso mineralizado en color negro (Microscopía electrónica 3400x). [5].

¹ **Mesénquima.** Es el tejido del organismo embrionario, de tipo conjuntivo laxo: con una abundante matriz extracelular, compuesta por fibras delgadas y relativamente pocas células

² **Periostio.** (peri = alrededor, y osteo = hueso) es una membrana de tejido conectivo muy vascularizada, fibrosa y resistente, que cubre al hueso por su superficie externa excepto en lugares de inserción de ligamentos, tendones, y superficies articulares.

³ **Endostio.** Membrana que recubre la superficie de la cavidad medular de los huesos largos. En ella se encuentran las células osteoprogenitoras.

⁴ **Osteoblastos.** Son células del hueso, sintetizadoras del tejido óseo, involucradas en el desarrollo y el crecimiento de los huesos.

⁵ **Osteocitos.** Son células que se forman a partir de la diferenciación de los osteoblastos, que a su vez derivan de las células osteoprogenitoras, constituyen los elementos celulares del tejido óseo.

3. **Osteocitos:** Son células óseas maduras derivadas de los osteoblastos que constituyen la mayor parte del tejido óseo. Al igual que los osteoblastos han perdido la capacidad de dividirse. Los osteocitos no segregan materiales de la matriz ósea y su función es mantener las actividades celulares del tejido óseo como el intercambio de nutrientes y productos de desecho [3,4] (Figura 1.2).

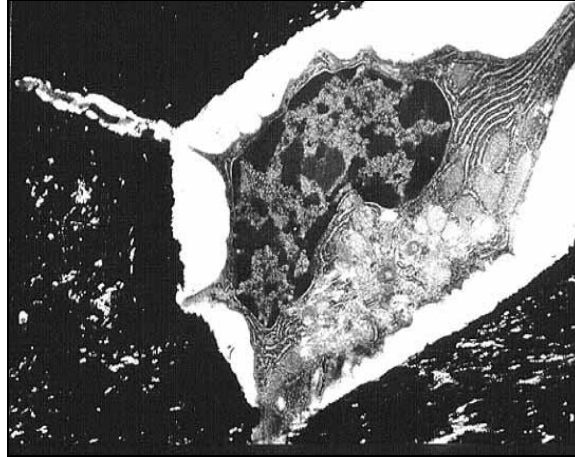


Figura 1.2. Osteocito en el interior de una laguna. La matriz ósea mineralizada es de color negro. (Microscopía electrónica 5700x). [5].

4. **Osteoclastos:** Son células derivadas de monocitos circulantes que se asientan sobre la superficie del hueso, la célula libera enzimas lisosómicas potentes que digieren los componentes proteínicos y los minerales del hueso. Esta destrucción de la matriz ósea (resorción ósea) forma parte del desarrollo, crecimiento, mantenimiento y reparación normal del hueso [3,4] (Figura 1.3).

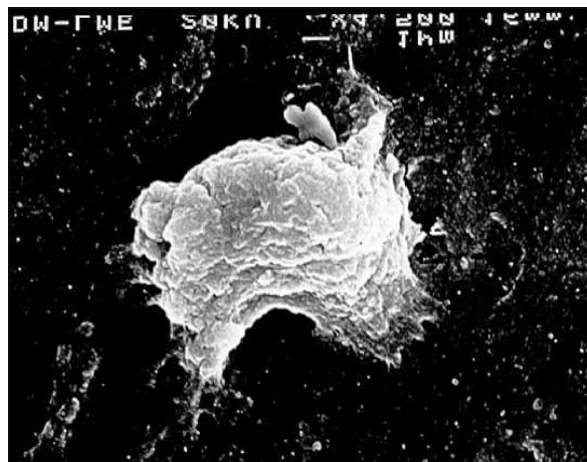


Figura 1.3. Osteoclasto humano cultivado sobre una lámina de dentina. Por debajo de la célula se insinúa la cavidad producida por la acción del osteoclasto. (Microscopía electrónica de barrido 4500x). [5].

1.1.2 Fisiología del tejido óseo

Las funciones básicas de los huesos y esqueleto son:

1. *Soporte*: Los huesos proveen un cuadro rígido de soporte para los músculos y tejidos blandos.
2. *Protección*: Los huesos forman varias cavidades que protegen los órganos internos de posibles traumatismos. Por ejemplo, el cráneo protege el cerebro frente a los golpes, y la caja torácica, formada por costillas y esternón protege los pulmones y el corazón.
3. *Movimiento*: Gracias a los músculos que se insertan en los huesos a través de los tendones y su contracción sincronizada, se produce el movimiento.
4. *Homeostasis⁶ mineral*: El tejido óseo almacena una serie de minerales, especialmente calcio y fósforo, necesarios para la contracción muscular y otras muchas funciones. Cuando son necesarios, el hueso libera dichos minerales en la sangre que los distribuye a otras partes del organismo.
5. *Producción de células sanguíneas*: Dentro de cavidades situadas en ciertos huesos, un tejido conectivo denominado médula ósea roja produce las células sanguíneas rojas o hematíes⁷ mediante el proceso denominado hematopoyesis⁸.
6. *Almacén de grasas de reserva*: La médula amarilla consiste principalmente en adipocitos⁹ con unos pocos hematíes dispersos. Es una importante reserva de energía química [1] [2].

1.1.3 Tipos de tejido óseo

El hueso no es totalmente sólido sino que tiene pequeños espacios entre sus componentes, formando pequeños canales por donde circulan los vasos sanguíneos encargados del intercambio de nutrientes. En función del tamaño de estos espacios, el hueso se clasifica en cortical (compacto) o trabecular (esponjoso).

Para el caso de los huesos largos, la diáfisis está formada por hueso cortical denso, el cual tiene forma tubular con un espesor de pared grueso y proporciona resistencia a la torsión y la flexión.

⁶ **Homeostasis**. (Del griego *homeo* que significa "similar", y *estasis*, en griego, "estabilidad") es la característica de un organismo vivo, mediante la cual se regula el ambiente interno para mantener una condición estable y constante.

⁷ **Hematíes**. Son los glóbulos rojos que las células sanguíneas contienen en su interior la hemoglobina. Los glóbulos rojos son los principales portadores de oxígeno a las células y tejidos del cuerpo.

⁸ **Hematopoyesis**. Es el proceso de formación, desarrollo y maduración de los elementos que constituyen la sangre (eritrocitos, leucocitos y plaquetas) a partir de un precursor celular común e indiferenciado conocido como célula madre hematopoyética.

⁹ **Adipocitos**. Son las células que forman el tejido adiposo, almacenan una gran cantidad de grasas (triglicéridos).

Las paredes corticales del hueso se adelgazan e incrementan su diámetro hasta formar la metáfisis, donde las placas de hueso trabecular se orientan para proporcionar apoyo al hueso subcondral que subyace debajo del cartílago articular.

La metáfisis formada por hueso trabecular casi exclusivamente, permite que se presenten grandes deformaciones bajo la misma carga. Esta estructura no sólo se ensancha para formar las articulaciones, sino que ayuda a absorber los impactos que se aplican a través de las articulaciones sinoviales [6-8] (Figura 1.4).

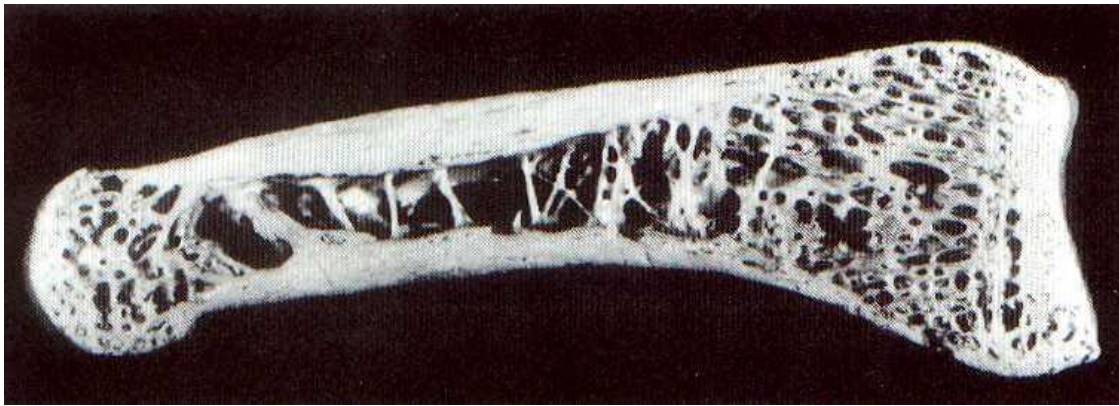


Figura 1.4. Corte longitudinal de una falange humana. Donde se muestra la porción central (tubular) llamada diáfisis, conformada casi en su totalidad por tejido cortical. Las metáfisis se encuentran en ambos extremos del hueso, formadas casi exclusivamente por hueso esponjoso [6].

Tejido óseo compacto o cortical.

El hueso compacto constituye el 80% del esqueleto y posee contados espacios entre sus componentes duros. Forma la capa externa de todos los huesos y gran parte de la diáfisis de los huesos largos. Entre sus funciones se tiene la de brindar protección y soporte, así como resistir los esfuerzos producidos por el apoyo y movimiento en general [6].

Tiene una estructura de láminas o anillos concéntricos alrededor de canales centrales llamados canales de Havers que se extienden longitudinalmente. Los canales de Havers están conectados con otros canales llamados canales de Volkmann que perforan el periostio. Ambos canales son utilizados por los vasos sanguíneos, linfáticos y nervios para extenderse por el hueso.

Entre las láminas concéntricas de matriz mineralizada hay pequeños orificios llamados lagunas donde se encuentran los osteocitos. De estas lagunas se difunden en todas direcciones diminutos canalículos con líquido extracelular; en su interior se encuentran prolongaciones delgadas y digitiformes de los osteocitos.

Los canalículos comunican a las lagunas entre sí, con los conductos centrales. De esta manera es posible la formación de rutas para que el oxígeno y los nutrientes de la sangre pasen a través del líquido extracelular hacia los osteocitos y los desechos serán expulsados mediante los vasos sanguíneos.

Las osteonas del tejido óseo compacto se alinean en la misma dirección que las líneas de carga; debido a que este tejido tiende a ser más grueso en las partes donde se aplican las cargas esfuerzos. Las líneas de carga en los huesos no son estáticas; pueden variar debido a fracturas o deformidades físicas [2, 4, 8, 9] (Figura 1.5).

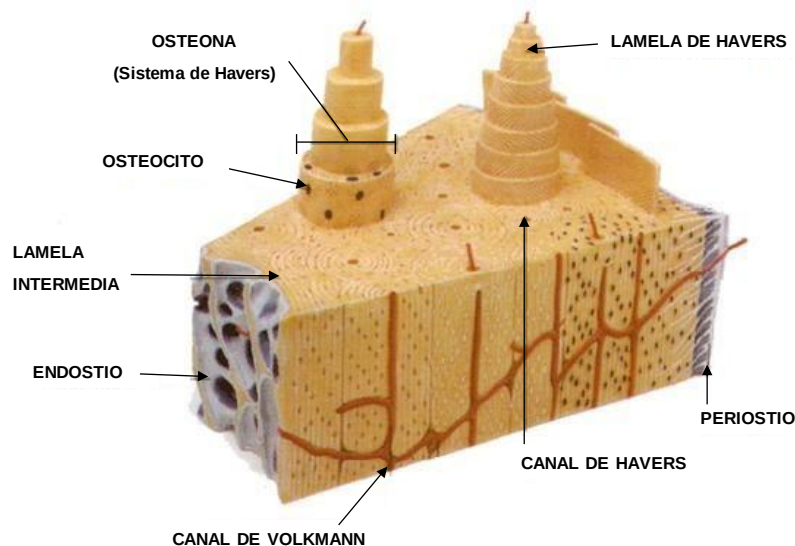


Figura 1.5. Tejido óseo compacto. [10].

Tejido óseo esponjoso o trabecular.

El tejido óseo esponjoso constituye el 20% restante del esqueleto y a diferencia del hueso compacto, el hueso esponjoso no contiene osteones, sino que las láminas intersticiales están dispuestas de forma irregular formando unos tabiques o placas llamadas trabéculas¹⁰, estas se orientan de manera precisa a lo largo de las líneas de carga, una característica que permite resistir y transferir fuerzas sin romperse. El hueso trabecular se localiza en los sitios donde los huesos no están sometidos a cargas muy intensos o donde estos se aplican desde puntos situados en distintas direcciones.

El tejido óseo esponjoso, constituye la mayor parte de los huesos cortos, planos e irregulares, también se localiza en los extremos de los huesos largos (epífisis) [2, 4, 8, 9].

¹⁰ *Trabéculas u osteonas trabeculares.* Tienen forma de disco con un espesor que varía entre 10 y 400 μm . Estas trabéculas nacen de la superficie interna del hueso compacto hacia la cavidad medular las cuales se entrecruzan en distintas direcciones y forman un reticulado esponjoso cuyos espacios huecos están ocupados por médula ósea

1.1.4 Estructura del hueso

La estructura de un hueso, está conformada de la siguiente manera:

- *Diáfisis*: la parte alargada del hueso.
- *Epífisis*: extremos o terminaciones del hueso.
- *Metáfisis*: unión de la diáfisis con las epífisis. En el hueso adulto esta parte es ósea, mientras que durante el desarrollo es cartilaginosa.
- *Cartílago articular*: es una fina capa de cartílago que recubre la epífisis donde el hueso se articula con otro hueso. El cartílago reduce la fricción y absorbe impactos y vibraciones.
- *Periostio*: membrana que rodea la superficie del hueso no cubierta por cartílago. Está compuesta por dos capas:
La capa exterior formada por un tejido conjuntivo denso e irregular que contiene los vasos sanguíneos, vasos linfáticos y nervios que pasan al hueso. La capa osteogénica contiene células óseas de varios tipos, fibras elásticas y vasos sanguíneos. El periostio es esencial en el crecimiento óseo, en su reparación y en su nutrición.
- *Cavidad medular*: es un espacio cilíndrico situado en la parte central en la diáfisis que en los adultos contiene la médula ósea amarilla.
- *Endostio*: Membrana que contiene las células osteoprogenitoras [1, 2, 4, 9] (Figura 1.6).

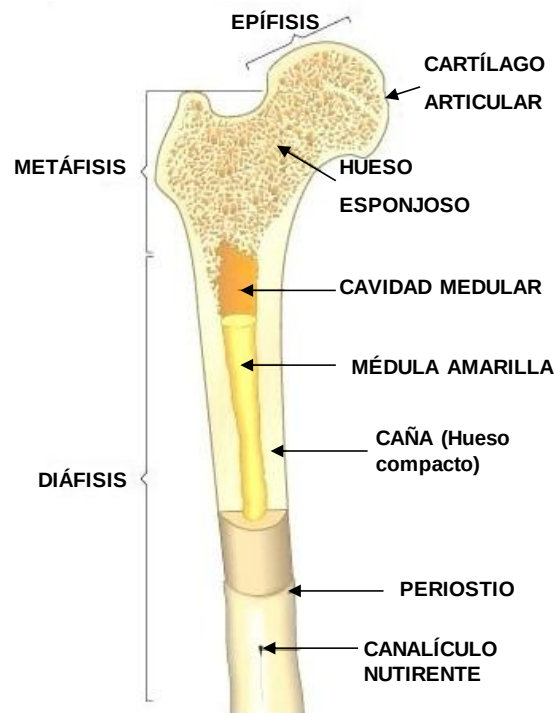


Figura 1.6. Estructura del hueso. [11].

1.1.5 Clasificación de los huesos

En función de su geometría y dimensiones, el hueso se puede clasificar en tres:

- a) *Hueso largo*, tiene una diáfisis o cuerpo y dos extremos y una de las longitudes es predominante sobre las otras dos. Tienen una capa exterior gruesa de hueso compacto y una cavidad interior que contiene la médula ósea. Los extremos de los huesos largos contienen hueso esponjoso y una línea epifisaria. Dicha línea es un remanente de un área que contiene cartílago hialino que crece durante la infancia para alargar el hueso. Todos los huesos en los brazos y piernas, excepto la rótula y los huesos de la muñeca y el tobillo, son huesos largos [8,12]. (Figura 1.7).

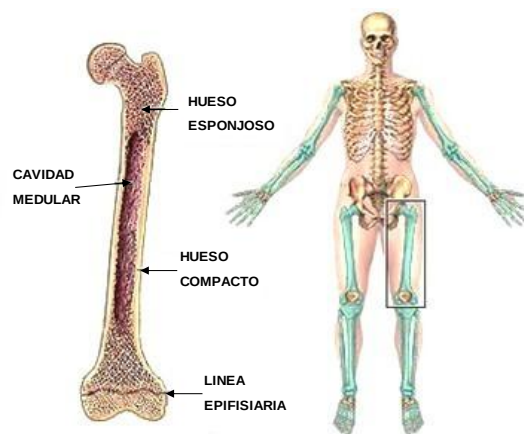


Figura 1.7. Huesos largos del cuerpo humano. [13].

- b) *Hueso corto*, tiene la forma aproximada de un cubo, contienen en su mayoría hueso esponjoso y están localizados en las manos y en los pies. La superficie exterior de estos huesos está conformada por una capa delgada de hueso compacto. La rótula también se considera un hueso corto [8,12]. (Figura 1.8).

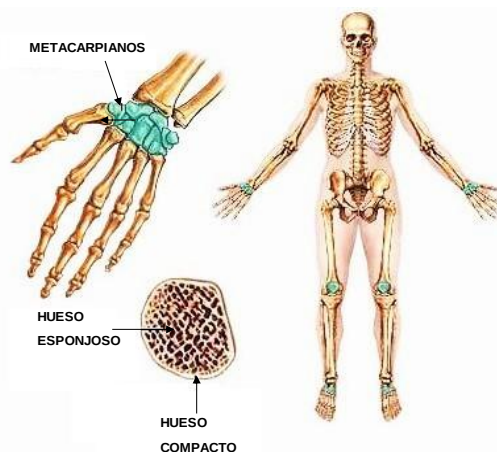


Figura 1.8. Huesos cortos del cuerpo humano. [13]

- c) *Hueso plano*, están compuestos de una capa de hueso esponjoso entre dos capas delgadas de hueso compacto como por ejemplo el cráneo y las costillas. Su forma es aplanada, no redondeada. Estos huesos tienen médula, pero no una cavidad de médula ósea [8,12]. (Figura 1.9).

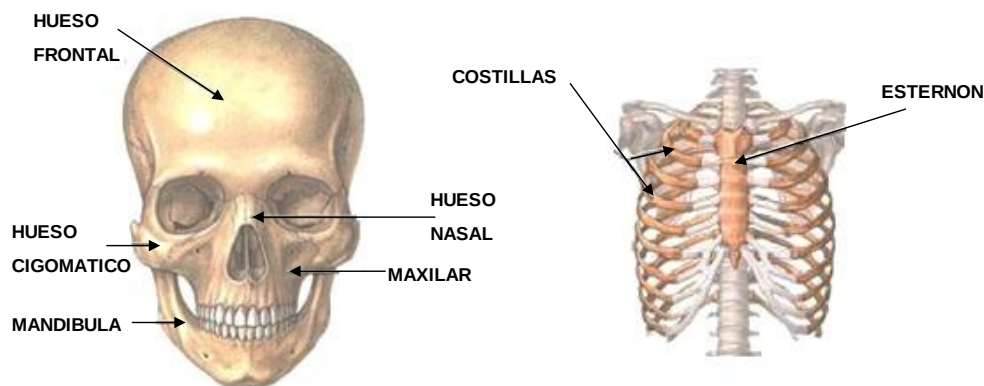


Figura 1.9. Huesos planos del cuerpo humano. [13].

1.2 Anatomía del fémur

El fémur es el hueso del muslo, el segundo segmento del miembro inferior. Es el hueso más largo, fuerte y voluminoso del cuerpo; es un hueso largo, par y asimétrico. Considerándolo en posición vertical, el fémur se dirige oblicuamente de arriba abajo y de fuera adentro, de modo que los dos fémures, están separados en el superior por la distancia que existe entre las dos cavidades cotiloideas y muy cercanos en su extremo distal.

Los ejes de los fémures forman un ángulo de 8 ó 9°, siendo su oblicuidad más acentuada en la mujer que en el hombre, dependiendo de la conformación de su pelvis.

El cuerpo del fémur forma un arco cóncavo en la parte posterior, presenta una ligera torsión sobre su eje vertical, que hace que el plano transversal de su extremo superior no sea completamente paralelo al plano transversal de su extremo inferior.

Los huesos largos como el fémur, poseen un canal medular y están formados fundamentalmente por tejido óseo compacto, aunque en sus epífisis se encuentran formados por hueso esponjoso, son rígidos y poco plásticos [1, 8, 12]. (Figura 1.10a y Figura 1.10b).

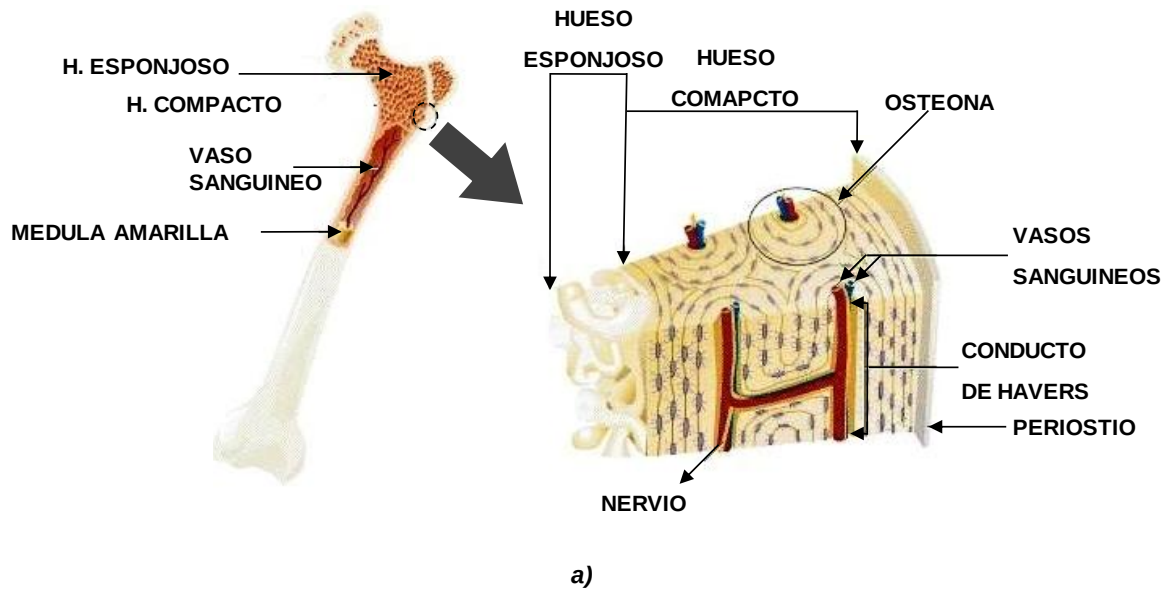


Figura 1.10 a) Ampliación de corte frontal en hueso largo (fémur). [14].

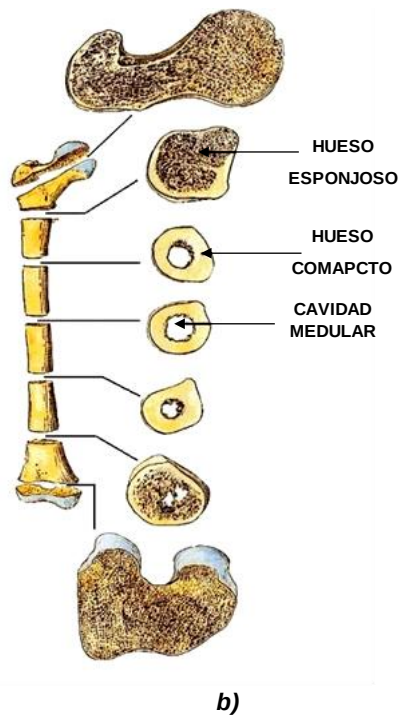


Figura 1.10. b) Cortes transversales de fémur.

1.2.1 El cuerpo del fémur

El cuerpo del fémur es prismático triangular, considerándose en él tres caras y tres bordes:

- *Cara anterior*: lisa y más convexa que plana, está cubierta, en sus tres cuartos superiores, por el músculo crural, al cual presta inserción.
- *Cara externa* (posteroexterna) y *cara interna* (posterointerna): son convexas y lisas; anchas en sus dos tercios superiores, se estrechan y terminan en punta en su extremidad inferior, a consecuencia de la bifurcación del borde posterior del hueso y de la formación del triángulo poplíteo. El músculo crural cubre ligeramente las dos caras y se inserta en ellas, principalmente en la externa. En el tercio medio de esta cara externa, y cerca de la línea áspera, se ve una depresión longitudinal poco profunda, pero bastante extensa, que corresponde justamente a las inserciones que los manojos más externos del músculo toman en esta región del cuerpo del hueso.
- *Bordes interno y externo*: los bordes interno y el externo están muy poco marcados de modo que las caras antes descritas no tienen límites bien definidos.
- *Borde posterior*: este borde, grueso, saliente y rugoso, separa perfectamente la cara externa de la cara interna. Este borde se conoce con el nombre de línea áspera del fémur. En su intersticio se insertan sucesivamente, de arriba abajo, los tres músculos abductores del muslo y además la porción corta del bíceps.

La *línea áspera*, conformada por un labio lateral (externo) y otro medial (interno), entre los que queda un *intersticio* que recorre la diáfisis longitudinalmente.

La línea áspera, por abajo, se bifurca siguiendo un trayecto sumamente divergente que termina en los cóndilos del hueso. Por arriba, la línea áspera se divide en tres ramas: la rama externa, que se dirige hacia arriba, hacia el trocánter mayor, y presta inserción al glúteo mayor; la rama media, situada por dentro de la anterior, se dirige hacia el trocánter menor y presta inserción al músculo pectíneo y la rama interna, viene a terminar en la parte anterior e inferior del cuello, y en ella se inserta en parte el vasto interno del cuádriceps crural [8, 12, 15]. (Figura 1.11).

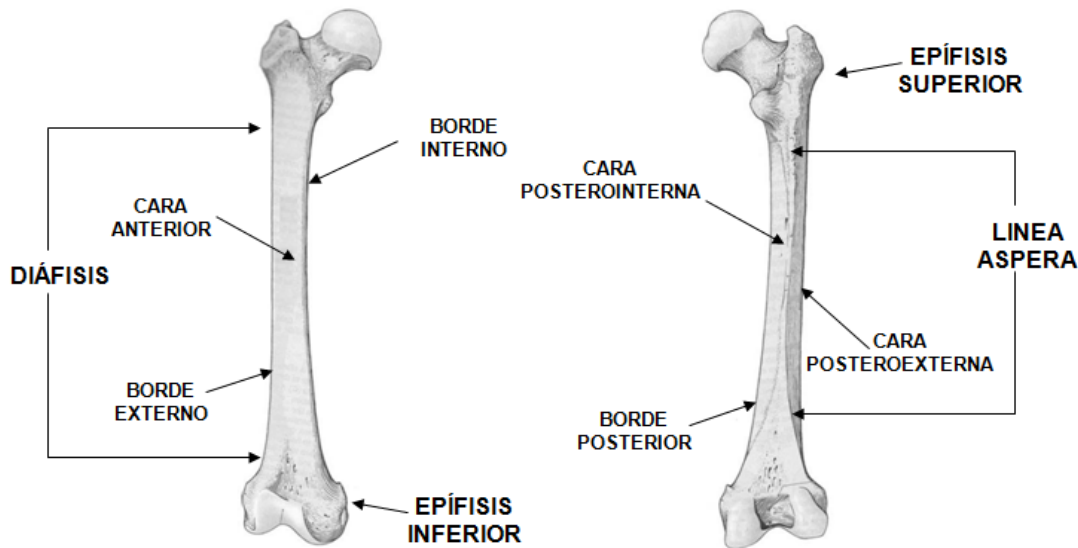


Figura 1.11. Cuerpo del fémur

1.2.1.1 Epífisis superior

Es por dónde el hueso se articula con el coxal, presenta detalles anatómicos como lo son: la *cabeza articular*, que permite la movilización del hueso, los *trocánteres*, que son donde se presentan las inserciones musculares y los cuellos *anatómico* y *quirúrgico*, los cuales son zonas de unión entre las demás partes del fémur.

Cabeza articular

Tiene forma de dos tercios de una esfera, es lisa, y está recubierta de cartílago articular, lo que permite encajar en la cavidad cotiloidea del hueso coxal, formando la articulación coxofemoral.

Trocánter mayor

Estructura ósea cuboidea ubicada por fuera y debajo de la cabeza articular. Se le consideran dos caras y cuatro bordes:

- **Caras:** La cara externa está atravesada diagonalmente por una línea rugosa llamada cresta del glúteo mediano. La cara interna del trocánter mayor, se desprende de la parte posterior del cuello y presenta una depresión profunda, conocida con el nombre de fosa trocanteriana en la que se insertan el obturador externo, el obturador interno y los dos gemelos.
- **Bordes:** Los cuatro bordes del trocánter mayor se distinguen en superior, inferior, anterior y posterior. El borde superior, casi horizontal con una

pequeña carilla oval. El borde inferior se continúa con el cuerpo del hueso y está definido exteriormente por una cresta rugosa, de dirección ligeramente oblicua. El borde posterior, definido por arriba, presta inserción al músculo cuadrado crural. El borde anterior, muy grueso y de forma rectangular, presta inserción al glúteo menor.

Trocánter menor

Es un grueso tubérculo situado en la parte posterior e inferior del cuello; presta inserción al músculo psoasiliaco. De la base del trocánter menor parten, en forma de radios el borde inferior del cuello, la cresta intertrocantérea posterior y la cresta femoral del pectíneo. Por delante, el trocánter menor está separado de la línea intertrocantérea anterior por una depresión poco profunda y más o menos rugosa, en la cual se inserta el manojito del ligamento iliofemoral.

Cuello anatómico

Une la cabeza articular con los trocánteres. Con la forma de un cilindro aplanado en sentido anteroposterior, el cuello anatómico del fémur tiene relación directa con la cápsula de la articulación coxofemoral. Mide de 35 a 45 milímetros de longitud. Forma con el eje del cuerpo del hueso un ángulo de 130° .

Cuello quirúrgico

Inmediatamente por debajo de los trocánteres, representa la unión del cuerpo del fémur con su extremo superior [8, 12, 15]. (Figura 1.12).

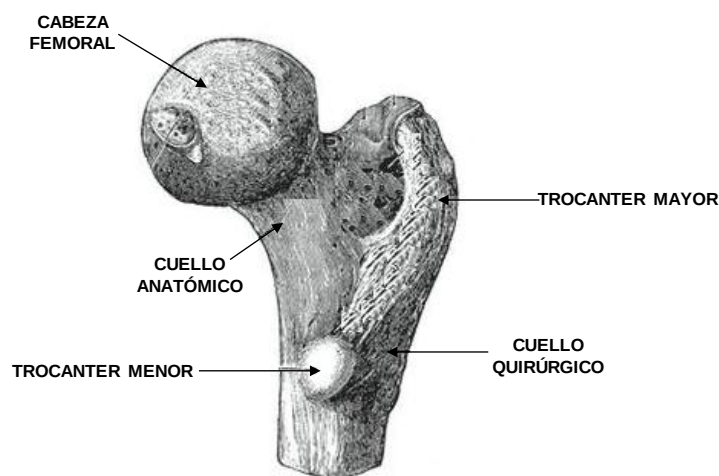


Figura 1.12. Vista posterointerna de la epífisis superior del fémur derecho.

1.2.1.2 Epífisis inferior

Se divide en cóndilos, dos masas laterales respecto al plano sagital de la diáfisis: cóndilo interno y cóndilo externo. En ellos se desarrolla la tróclea, superficie lisa para la articulación del fémur con la tibia en la rodilla. Visto por delante, el extremo inferior del fémur presenta ante todo una superficie articular en forma de polea, llamada tróclea femoral. La garganta de la polea se prolonga en una ancha escotadura que divide el extremo inferior del fémur en dos porciones laterales llamadas cóndilos. Por lo que se le llama fosa intercondilea.

Cóndilo interno

Es menor que el externo, si bien prominente hacia dentro. En su cara lateral cutánea destacan dos relieves óseos: la tuberosidad interna, inserción del ligamento lateral interno de la articulación de la rodilla, y el tubérculo del abductor mayor, para el músculo del mismo nombre. Además se inserta en esta cara el gemelo interno.

Cóndilo externo

Más voluminoso que el interno, presta inserción al ligamento lateral externo de la articulación de la rodilla en la tuberosidad externa de su cara lateral, así como al gemelo externo y poplíteo.

En las caras medias de ambos cóndilos se insertan los ligamentos cruzados de la articulación de la rodilla.

Cada cóndilo presenta seis caras: cara superior que forma cuerpo con el hueso; cara inferior, cara anterior y cara posterior, estas tres últimas articulares y dispuestas en semicírculo, para rodar sobre la tibia; cara media que forma parte del espacio intercondíleo y cara lateral.

En el extremo inferior del fémur se sitúan también las dos regiones: por delante se encuentra una superficie ligeramente excavada, llamada hueco supratroclear, en el cual se aloja la rótula en los movimientos de extensión de la pierna sobre el muslo. Por detrás y por encima del espacio intercondíleo se extiende la porción más ancha del espacio poplíteo. [8, 12, 15]. (Figura 1.13).

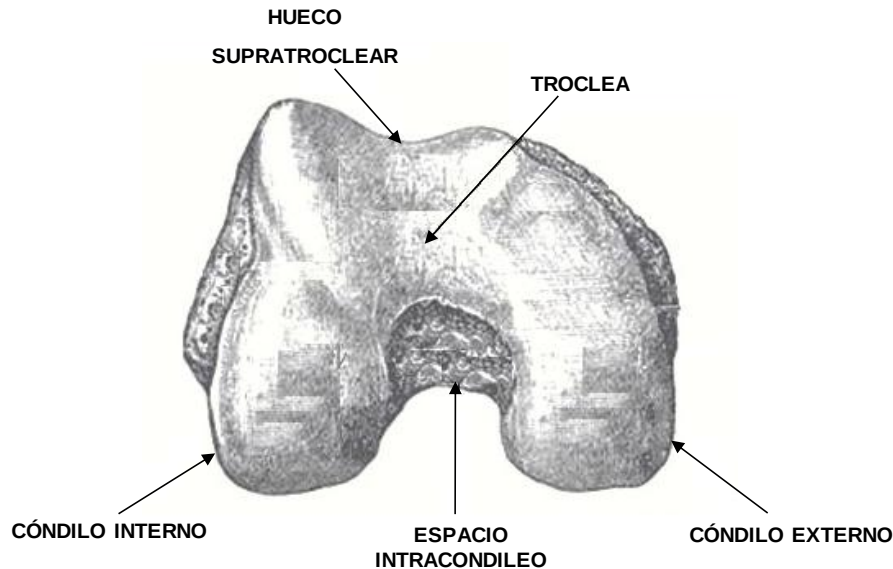


Figura 1.13. Vista inferior de la tróclea y cóndilos del fémur izquierdo.

1.3 Comportamiento mecánico del hueso

Biomecánicamente, el tejido óseo puede ser considerado como un material compuesto de dos fases (bifásico), con el mineral como una fase y sustancia fundamental y colágeno como la segunda fase. Estos materiales compuestos por un elemento resistente y frágil incrustado en uno más blando y flexible, son más resistentes en relación a su peso de lo que es una sustancia única.

El comportamiento mecánico del hueso, es decir, bajo la influencia de las fuerzas y momentos, se ve afectado por sus propiedades mecánicas, su geometría y por el tipo de frecuencia, velocidad y dirección de carga.

Las propiedades mecánicas más importantes del hueso son su resistencia y su rigidez, las cuales se pueden entender analizando su comportamiento bajo carga. La carga causa una deformación, la cual puede ser medida y representada en una curva esfuerzo-deformación.

En la siguiente figura se muestra una curva de esfuerzo-deformación hipotética, para una estructura fibrosa y flexible como lo es un hueso largo. El segmento inicial de la curva (línea recta), indica la región elástica y depende de la rigidez del hueso. En esta fase, la deformación es temporal y se mantiene solo durante el tiempo de aplicación de la carga tras lo cual, el hueso recupera su forma original. La segunda sección (curvada) muestra la región plástica, y el hueso, aunque se recupera parcialmente, queda deformado, pues al suspender la carga, existirán deformaciones residuales permanentes y en caso de seguir incrementando la carga, y esta sea superior a la resistencia del tejido se produce la fractura. (Figura 1.14). [4, 7, 8]

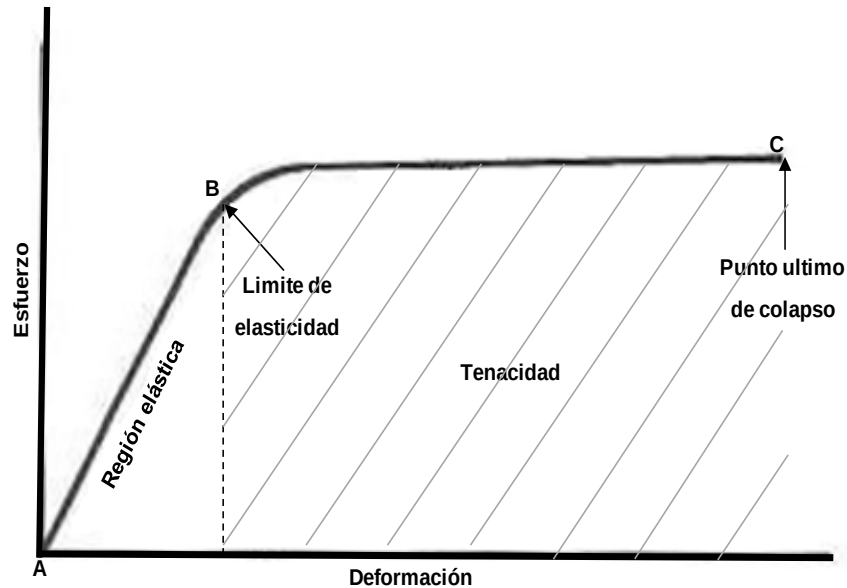


Figura 1.14. Curva de esfuerzo-deformación para una estructura compuesta de un material esponjoso. [7].

1.3.1 Propiedades mecánicas del hueso

Las principales cargas mecánicas que actúan sobre el hueso son la fuerza de gravedad y el resultado de la contracción muscular.

Cada tipo de tejido óseo tiene propiedades diferentes. El hueso cortical es más rígido que el trabecular, es elástico y poco plástico. El hueso cortical, soporta mayor carga pero menos deformación antes del colapso.

En estos huesos, la resistencia será mayor cuando la fuerza se aplica de forma vertical sobre el eje principal del hueso. Cuando la fuerza se aplica de forma oblicua la fase plástica se acorta y el hueso se fractura con más rapidez.

El hueso trabecular puede soportar hasta un 50% de deformación antes de empezar a fracturarse, mientras que el hueso cortical cede y se fractura cuando la deformación excede de 1.5 a 2.0%. [7]

Una de las diferencias entre los dos tejidos se mide en función de la densidad aparente del hueso. La densidad aparente es la medida de densidad en la que no se considera ningún fluido, principalmente la masa de la médula, ya que estos componentes contribuyen a la masa total pero no influyen en la capacidad para transmitir la carga. [16]

En la figura 1.15 se aprecian las curvas carga-desplazamiento del hueso cortical y trabecular con diferentes densidades óseas, obtenidas mediante pruebas de compresión.

El trabecular, debido a su estructura porosa, tiene una gran capacidad para el almacenamiento de energía y su comportamiento es muy particular. En la primera parte de la gráfica se comporta como un material elástico, pero llega a un punto donde se reacomoda la estructura pues existen micro fracturas en las trabéculas, estas se flexionan y dejan de oponer resistencia, hasta que se compactan y deja de existir espacio entre ellas, en ese momento las placas se pegan entre si y la gráfica comienza a subir nuevamente. [4, 6, 7].

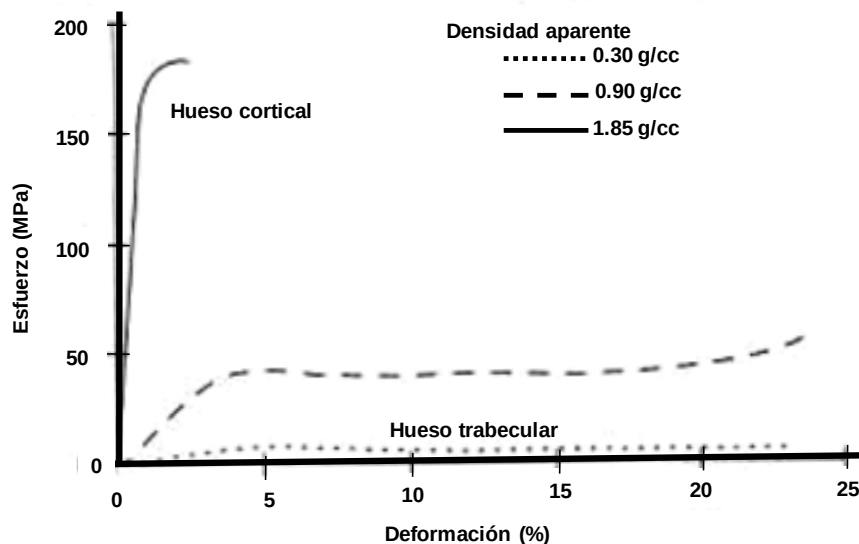


Figura 1.15. Curva de esfuerzo-deformación para hueso cortical y trabecular con diferentes densidades. [7].

En la figura 1.16 se puede observar la diferencia en las propiedades mecánicas de un hueso y un metal. Si se compara la región elástica para ambos materiales se observa que la del metal es más pronunciada en comparación con la del hueso, esto indica que el metal es más rígido. La región elástica del metal presenta una línea recta lo cual indica un comportamiento linealmente elástico en cambio la del hueso esta ligeramente curvada lo que representa que el hueso no es linealmente elástico en su comportamiento.

El metal presenta una gran deformación antes de la fractura, el hueso también se deforma antes de romperse pero en menor medida.

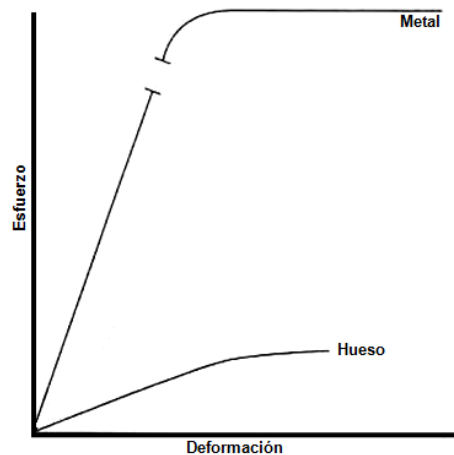


Figura 1.16. Curva de esfuerzo-deformación para dos tipos de materiales. [7].

Cuando el tejido óseo dentro de su ambiente fisiológico es sometido a cargas inicia un proceso de adaptación, en el cual existe un mayor depósito de sales minerales, la producción de fibras de colágeno y un aumento en la producción de calcitonina¹¹. Cuando no existen esfuerzos sobre el hueso, estos no se remodelan de manera normal porque la resorción es mayor que la formación de hueso. [7].

1.3.2 Modos de carga

Ya que la estructura del hueso varía en las direcciones transversal y longitudinal, las propiedades mecánicas también muestran diferencias, cuando se aplican cargas en diferentes ejes, fenómeno conocido como anisotropía. (Figura 1.17).

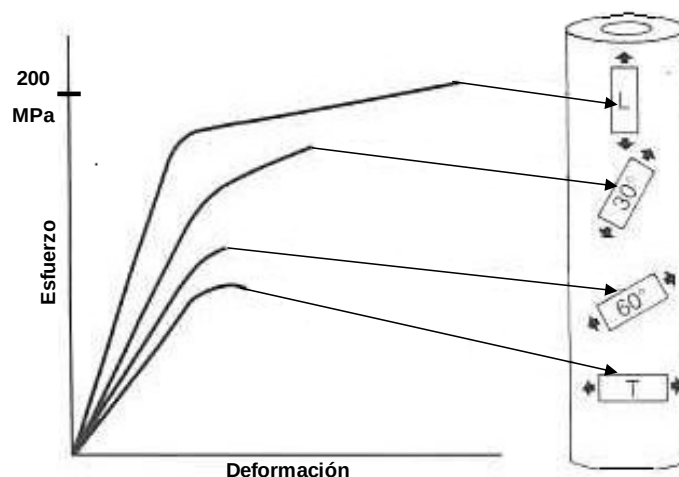


Figura 1.17. Curva de comportamiento anisotrópico para hueso cortical sometido a tensión en cuatro direcciones. [7].

¹¹ **Calcitonina.** Hormona que inhibe la resorción ósea.

Las fuerzas y momentos, se pueden aplicar en varias direcciones, produciendo tracción, compresión, flexión, cizalla, torsión y carga combinada.

Tracción

Se aplican cargas iguales y opuestas hacia afuera, desde la superficie de la estructura, y el esfuerzo y la deformación a tracción, se producen en el interior de la estructura. El esfuerzo máximo, se produce en un plano perpendicular a la carga aplicada. Bajo la carga a tracción, la estructura se alarga y se estrecha. [7, 17]. (Figura 1.18).

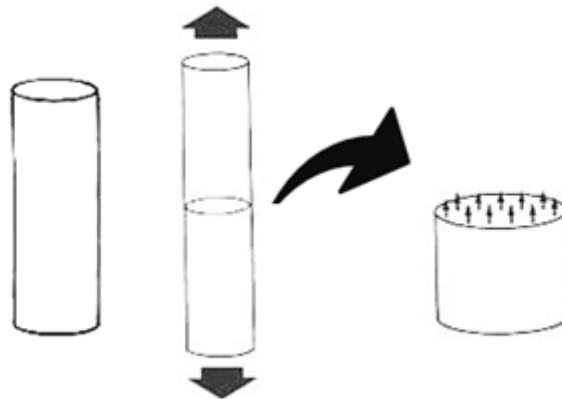


Figura 1.18. Carga a tension. [7].

Compresión

Se aplican cargas iguales y opuestas hacia la superficie de la estructura y el esfuerzo y la deformación compresiva, se producen en el interior de la estructura. El esfuerzo máximo, se produce en un plano perpendicular a la carga aplicada. Bajo la carga compresiva, la estructura se acorta y se ensancha. [7, 17]. (Figura 1.19).

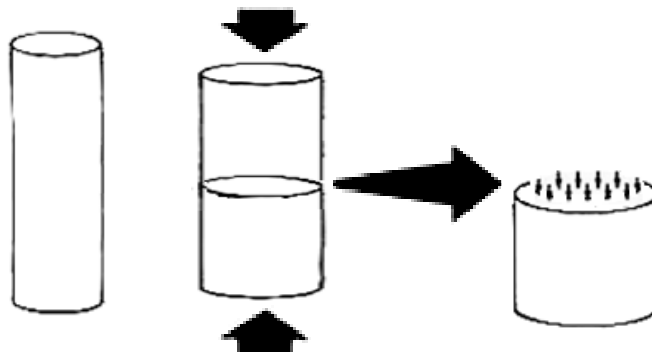


Figura 1.19. Carga compresiva. [7].

Cortante

Se aplica una carga paralela a la superficie de la estructura y los esfuerzos y la deformación se producen dentro de la estructura. Bajo carga por cortante, la estructura se deforma internamente de manera angular. [7, 17]. (Figura 1.20).

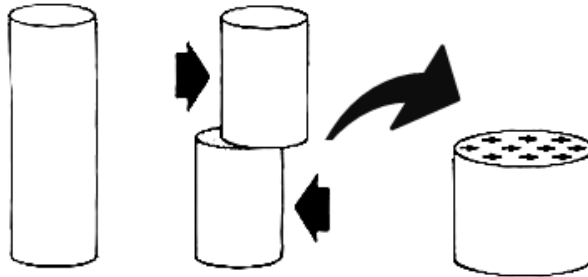


Figura 1.20. Carga en cortante. [7].

Siempre que una estructura se somete a una carga tensil o compresiva, se produce un esfuerzo en cortante. [7, 17]. (Figura 1.21).

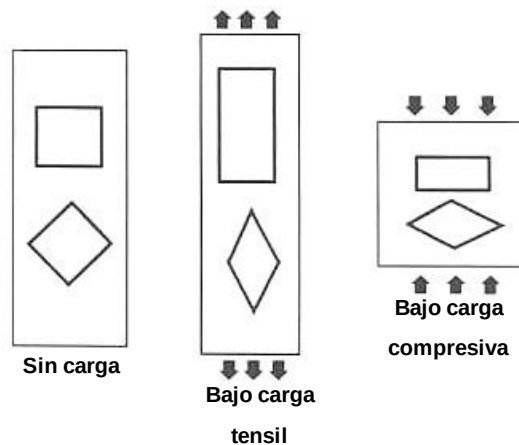


Figura 1.21. Deformación en cortante de una estructura cargada en tensión y en compresión. [7].

El hueso cortical adulto humano exhibe diferentes valores para el esfuerzo último bajo cargas compresivas, tensiles y por cortante. El hueso cortical puede soportar mayores esfuerzos en compresión (aprox. 190 MPa) que en tensión (aprox. 70 MPa), en cuanto a la elasticidad, es de 17 GPa en carga longitudinal o axial y de 11 GPa en carga transversa. [7]

Flexión

En ingeniería se denomina flexión al tipo de deformación que presenta un elemento estructural alargado en una dirección perpendicular a su eje longitudinal.

Cuando una estructura se flexiona, está sometida a una combinación de cargas de tensión y compresión. Las cargas y deformaciones tensiles actúan sobre un lado del eje neutral y las compresivas del otro lado, además de que no están igualmente distribuidas, debido a la estructura del hueso. La magnitud de las cargas es proporcional a su distancia hasta el plano neutro del hueso. [7, 17]. (Figura 1.22).

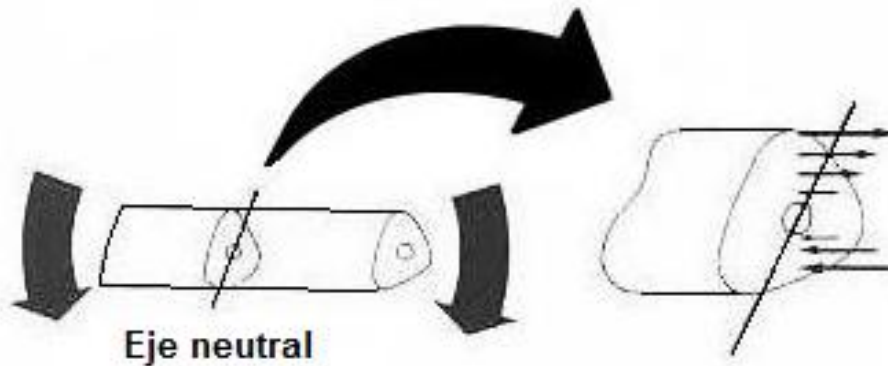


Figura 1.22. Carga a flexión. [7].

La carga a flexión puede ser producida por fuerzas en tres o cuatro puntos:

1. La flexión de tres puntos tiene lugar cuando las tres fuerzas que actúan, producen dos momentos iguales, cada uno producto de una de las fuerzas periféricas y su distancia perpendicular al eje de rotación, donde se aplica la fuerza media. Si la estructura es homogénea, simétrica y sin defectos estructurales, y recibe una carga continua hasta su límite elástico, se romperá en el punto de aplicación de la fuerza media.
2. La flexión de cuatro puntos se produce cuando dos pares de fuerzas actúan sobre una estructura provocando dos momentos iguales. Un par de fuerzas se forma cuando dos fuerzas paralelas de igual magnitud pero de dirección opuesta se aplican a esta estructura. Debido a que la magnitud del momento de flexión es la misma a lo largo entre los dos pares de fuerzas, la estructura se rompe en su punto más débil. (Figura 1.23).

La flexión a cuatro puntos es utilizada principalmente cuando la geometría de las probetas es irregular. Además de repartir equitativamente la carga, la prueba a cuatro puntos elimina el cálculo del momento de flexión, pues este es constante,

así que la exactitud del ensayo es mayor, sin embargo es más complicado montar la prueba.

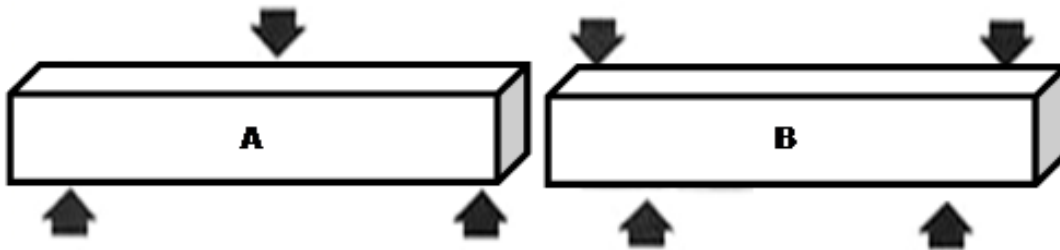


Figura 1.23. Carga a flexión. A (tres puntos) y B (cuatro puntos) [7].

Torsión

Se aplica una carga a una estructura de tal forma que le causa un giro sobre un eje, y se produce un torque dentro de la estructura. En esta carga, los esfuerzos a cortante se distribuyen por toda la estructura y su magnitud es proporcional a la distancia hasta el plano neutral; estas cargas son máximas sobre planos paralelos y perpendiculares al eje neutral de la estructura, además solicitaciones tensiles y compresivas máximas actúan sobre un plano diagonal al eje neutro de la estructura. [7, 17]. (Figura 1.24).

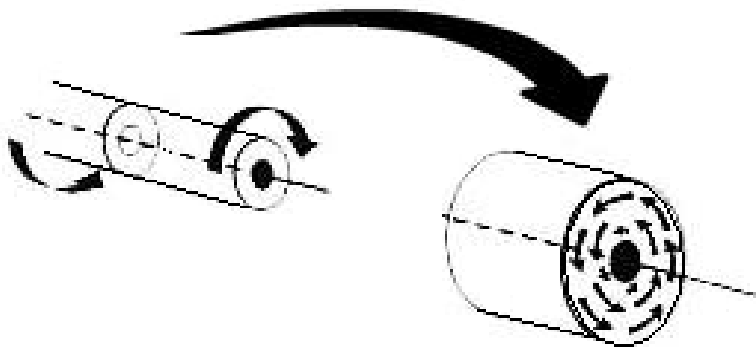


Figura 1.24. Carga a torsión. [7].

El hueso vivo es rara vez cargado de una única forma, ya que son sometidos a cargas múltiples indeterminadas, debidas a su posición, movimiento y geometría irregular.

1.4 Fracturas

La fractura puede definirse como la interrupción total o parcial de la continuidad ósea ó cartilaginosa. Las fracturas habituales, se producen fundamentalmente por un único traumatismo que ejerce una fuerza mayor a la que el hueso puede soportar, también existen las fracturas por fatiga, que se deben a la aplicación de fuerzas y sollicitaciones mecánicas repetitivas.

La susceptibilidad de un hueso para fracturarse por una lesión única se relaciona no sólo con su módulo de elasticidad y sus propiedades anisotrópicas, sino también con su capacidad de absorción de energía.

También existen fracturas debidas a alguna patología, en estas, el factor fundamental es la debilidad ósea debida a procesos degenerativos (osteopenia u osteoporosis), o puede deberse a tumores oseos. [17-19].

1.4.1 Clasificación

Los métodos de clasificación de una fractura son muy variados. Pueden clasificarse según su localización dentro de la anatomía del hueso (proximal, medial y distal) o según la dirección de la línea de fractura (transversa, oblicua o espiral). Figura 1.25.

Se consideran fracturas abiertas, cuando el tejido que cubre al hueso se rompe y expuestas cuando una parte del hueso tiene contacto con el ambiente. [17-19].

Fractura según el trazo.

- *Transversales*: la línea de fractura es perpendicular al eje longitudinal del hueso.
- *Oblicuas*: la línea de fractura forma un ángulo mayor o menor de 90 grados con el eje longitudinal del hueso.
- *Longitudinales*: la línea de fractura sigue el eje longitudinal del hueso.
- *En espiral o “ala de mariposa”*: existen dos líneas de fractura oblicuas, que forman ángulo entre si y delimitan un fragmento de forma triangular.
- *Conminutas*: hay múltiples líneas de fractura, con formación de numerosos fragmentos óseos.

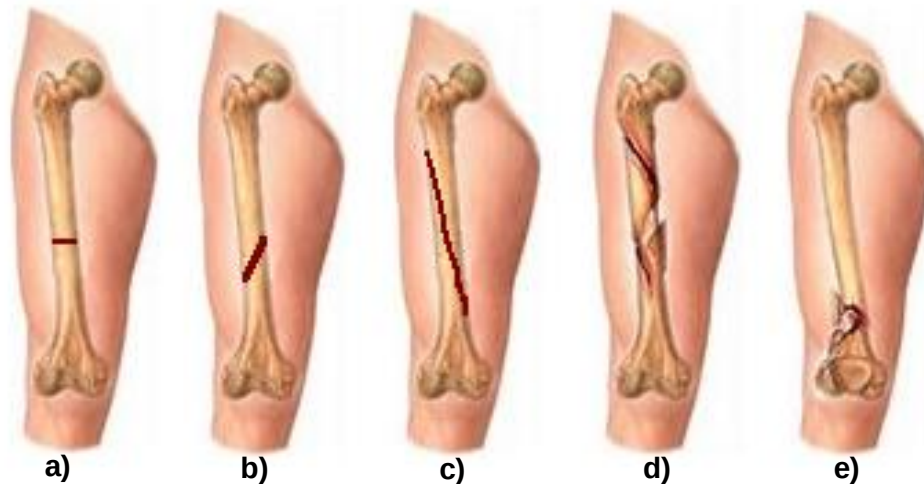


Figura 1.25. Tipos de fractura según el trazo. (a) transversales, (b) oblicuas, (c) longitudinales, (d) en espiral y (e) conminutas).

Fractura según el mecanismo que las provoca.

También se pueden clasificar a las fracturas según el mecanismo que las provocó, se les llama de mecanismo directo a las producidas en el lugar del impacto de la fuerza responsable, y de mecanismo indirecto a las que se producen a distancia del lugar del traumatismo. Figura 1.26. Estas últimas se pueden clasificar de la siguiente forma:

- *Por compresión:* la fuerza actúa en el eje del hueso, suele afectar a las vértebras, meseta tibial y calcáneo. Se produce un aplastamiento, pues cede primero el sistema trabecular vertical paralelo, aproximándose el sistema horizontal.
- *Por flexión:* la fuerza actúa en dirección perpendicular al eje mayor del hueso y en uno de sus extremos, estando el otro fijo.
- *Por cizallamiento:* el hueso es sometido a una fuerza de dirección paralela y de sentido opuesto, originándose una fractura de trazo horizontal.
- *Por torsión:* cuando el hueso recibe una fuerza que imprime un movimiento de rotación sobre un eje, estando un extremo fijo. También se pueden originar como la acción de dos fuerzas que rotan en sentido inverso.
- *Por tracción:* se presenta en las articulaciones, como resultado de la acción de dos fuerzas de la misma dirección y sentido opuesto.

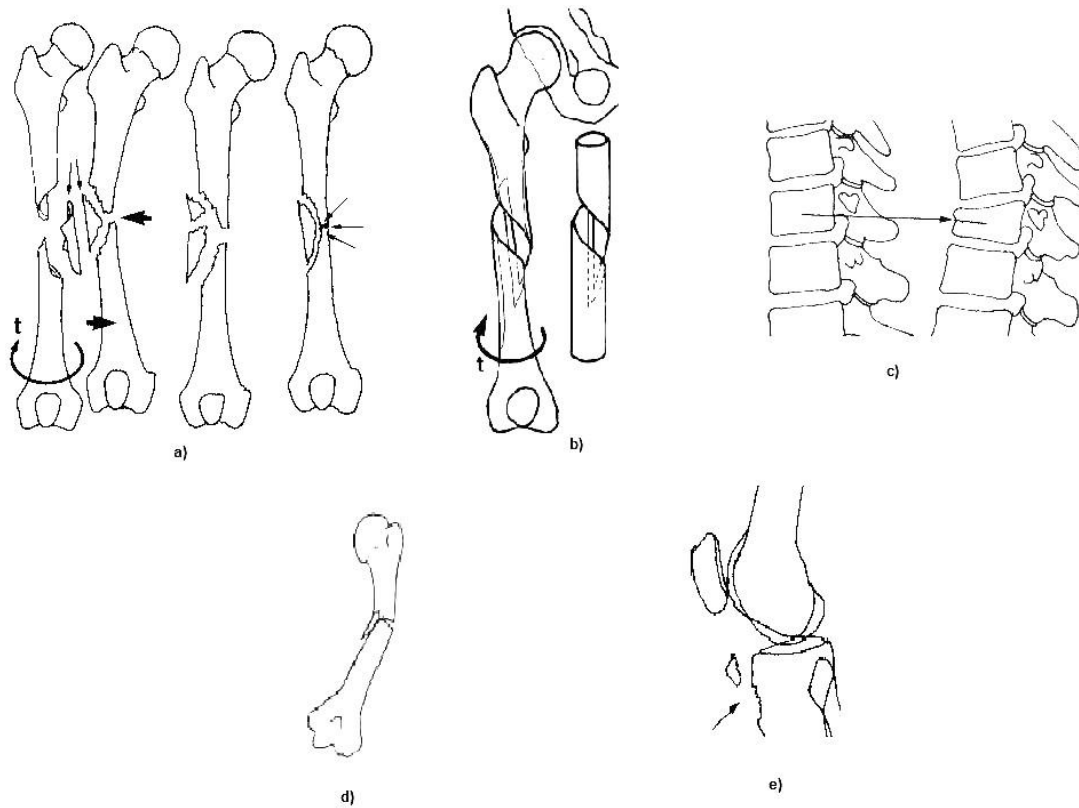


Figura 1.26. Tipos de fractura según el mecanismo que la produce. [17].

Con la revisión de los aspectos anatómicos y fisiológicos de los huesos; principalmente del fémur, así como los tipos de fracturas que se pueden presentar en ellos, en el siguiente capítulo se presentan las características de los materiales utilizados para la fabricación de los modelos de fémur usados en la presente investigación.

II

Materiales para modelar hueso.

2.1 Introducción

Desde los inicios de la civilización, el ser humano ha aprovechado los materiales de su entorno para manufacturar y construir sus utensilios, herramientas, armas, viviendas, etc. En la actualidad los investigadores trabajan para crear nuevos materiales o para modificar las propiedades de los ya existentes, además de diseñar nuevos productos y los procesos necesarios para su fabricación.

La búsqueda de nuevos materiales progresa continuamente, los ingenieros de diseño usan los materiales ya existentes o los nuevos para crear nuevos productos. En algunas ocasiones, las dificultades en el diseño requieren la creación de un nuevo material o de la modificación de alguno ya existente.

2.2 Clasificación de los materiales

Los materiales en la ingeniería se clasifican generalmente en cinco grupos: metales y aleaciones, cerámicos y vidrios, semiconductores, polímeros y materiales compuestos, debido a sus estructuras y propiedades distintas.

Metales. Tienen como característica una buena conductividad eléctrica y térmica, alta resistencia, rigidez, ductilidad. Son particularmente útiles en aplicaciones estructurales o de carga.

Cerámicos. Tienen baja conductividad eléctrica y térmica y son usados a menudo como aislantes. Son fuertes y duros, aunque frágiles y quebradizos.

Semiconductores. Su conductividad eléctrica puede controlarse para su uso en dispositivos electrónicos. Son muy frágiles.

Polímeros. Son grandes estructuras moleculares creadas a partir de moléculas orgánicas. Tienen baja conductividad eléctrica y térmica, tienen una relación de resistencia a peso muy buena y no es adecuado su uso a temperaturas elevadas. Los polímeros termoplásticos, en los que las cadenas moleculares no están conectadas de manera rígida, tienen buena ductilidad y conformabilidad; en

cambio, los polímeros termoestables son más resistentes, a pesar de que sus cadenas moleculares fuertemente enlazadas los hacen más frágiles.

Materiales compuestos. Como su nombre lo indica, están formados a partir de dos o más materiales de distintos grupos, produciendo propiedades que no se encuentran en ninguno de los materiales de forma individual.

Fuera de la clasificación anterior, existen los biomateriales, los cuales son materiales farmacológicamente inertes, utilizados para ser incorporados o implantados dentro de un sistema vivo para reemplazar o restaurar alguna función permaneciendo en contacto permanente o intermitente con el organismo. Los biomateriales pueden pertenecer a cualquiera de los grupos anteriores. [20-22].

2.3 Biomateriales

La principal aplicación de los biomateriales, es reparar, reconstruir o sustituir las partes del cuerpo humano que han sufrido daño o se han perdido, con el fin de disminuir el sufrimiento y prolongar la vida. Algunas funciones básicas dentro del cuerpo humano son: la fijación de huesos, la regulación de sistemas cardiovasculares o funcionar como biosensores, por mencionar algunas.

Según su composición química, los biomateriales se clasifican en metálicos, plásticos (o poliméricos), cerámicos y compuestos; de acuerdo con su origen, en naturales y sintéticos y por su estructura, en sólidos y porosos, pero existe otra clasificación práctica que comprende dispositivos implantables y no implantables; en los primeros se encuentran los dispositivos ortopédicos, vasculares, anticonceptivos y dentaduras mientras que los segundos incluyen sondas, catéteres y globos angioplásticos que permiten realizar operaciones y la administración de medicamentos, así como todas las prótesis y dispositivos exteriores al cuerpo.

Los metales se utilizan básicamente en implantes y fijaciones ortopédicas; los plásticos flexibles para corregir tejidos blandos, cartílagos, venas y arterias; los plásticos rígidos para reemplazar la cabeza del fémur que gira dentro de la concavidad de la pelvis así como en dispositivos ortopédicos externos; asimismo, los materiales cerámicos se emplean en el reemplazo de huesos y como recubrimientos sobre metales. También se aplican materiales avanzados como las aleaciones con memoria de forma, las cuales pueden cambiar por efecto de la temperatura dentro del cuerpo humano, amoldándose a las cavidades en las que han sido insertadas. Los materiales porosos, por su parte, permiten el crecimiento del hueso dentro de los poros y su posterior unión con las fibras de los tejidos adyacentes. [23, 24].

2.4 Materiales poliméricos para modelar hueso.

Una materia es plástica, cuando se deforma bajo la acción de una fuerza y conserva la forma adquirida cuando cesa el esfuerzo. Industrialmente, cuando se habla de plásticos, se trata principalmente de materias plásticas sintéticas.

Son materiales cuyo principal componente es un producto orgánico de peso molecular elevado (derivados del petróleo), que en alguna etapa de su fabricación han adquirido la suficiente plasticidad para darles forma y obtener productos industriales tales como tubos, planchas, barras, o piezas terminadas.

Las piezas de materiales plásticos se pueden obtener por diferentes métodos como lo son el termoformado, calandrado, hilado, colado o vaciado, extrusión, el moldeo por compresión o el moldeo por inyección.

Para la fabricación de replicas o modelos de hueso, el material se elige dependiendo del uso que se les vaya a dar, en el caso de replicas con fines didácticos, se usa principalmente espumas de poliuretano, sin embargo, cuando el uso de los modelos es experimental, se trabaja con diferentes tipos y composiciones de resinas, principalmente poliéster. Cabe mencionar que tanto replicas didácticas como experimentales, se fabrican con el método de vaciado en moldes de silicona.

Al realizar un comparativo mediante pruebas mecánicas, es necesario que los modelos sean de materiales con características mecánicas similares. Para elegir una material con el fin de modelar hueso, es necesario considerar las propiedades del mismo, así como el uso que se le vaya a dar. En este caso se consideraron las propiedades mecánicas sin importar la biocompatibilidad, pues no se utilizaran como sustituto de hueso en un paciente, si no en pruebas experimentales.

Debido a las propiedades mecánicas y a su aplicación, algunas formulaciones de resina poliéster se pueden utilizar para modelos de hueso, y esperar que su comportamiento al someterlos a pruebas sea parecido al comportamiento de un hueso fresco o tratado. [24-27].

Colado o vaciado

La mayoría de los polímeros se pueden colar en moldes, dejando que se solidifiquen. Los moldes pueden ser placas de vidrio, para producir hojas de plástico gruesas, o bandas de acero inoxidable para colado continuo de hojas más delgadas. Un proceso especial de colado es el moldeo centrífugo, en el cual el polímero fundido se vacía en un molde que gira sobre dos ejes. La acción centrífuga empuja al polímero contra las paredes del molde, produciendo una forma delgada.

El vaciado es un procedimiento para la reproducción de esculturas o relieves. Se consigue aplicando al modelo yeso líquido, gelatina, fibra de vidrio, etc. y esperando a que se endurezca para confeccionar el molde; posteriormente, se separa de él y sobre este molde obtenido se trabaja para conseguir tantas copias como se desee vertiendo una colada en su interior. Figura 2.1.

Se llama vaciado tanto a este sistema de reproducción mecánica como a la copia obtenida del molde. [25-27].



Figura 2.1 Moldes de silicón para modelos de fémur.

2.5 Resinas poliéster

Se derivan del alquitrán de hulla y del estírol, son incoloros, aunque se pueden colorear a voluntad; se utiliza con cargas de fibra de vidrio, proporcionándole una considerable resistencia.

Se presentan en forma de líquido algo viscoso, requieren de un acelerador y de un catalizador para fraguar. El acelerador es el componente que regula los tiempos de la reacción de fraguado mientras que el catalizador es el que inicia la reacción. En la tabla 2.1 se muestran las principales características de estas resinas.

Tabla 2.1 Características físicas de las resinas poliéster.

Peso específico	1.3 Kg/dm³
Resistencia Tracción	4 a 9 Kg/mm
Compresión	9 a 25 Kg/mm²
Color	Variable
Combustibilidad	Arde difícilmente, se auto extingue
Permeabilidad a la luz	Transparente a opaco
Temperatura que soporta	121 °C

Las resinas pueden ser empleadas para elaborar diversos objetos como lo son: cascos de embarcaciones, carrocerías de automóviles, placas transparentes para cubiertas, equipo de protección deportiva, además se utilizan como pinturas muy duras.

Con el poliéster, se pueden fabricar tablas de *surf*, embarcaciones, sillas, piscinas, tanques, tuberías y tanques para líquidos corrosivos, piezas de automóviles, en la actualidad también son utilizadas en aeronaves y cohetes espaciales. [25, 28, 29].

Resina poliéster M-30

También conocida como de uso general, es una resina poliéster insaturada que tiene una excelente humectación con la fibra de vidrio. Su reactividad media, permite un amplio control en el fraguado y su bajo porcentaje de contracción permite evitar grietas a espesores altos. Se aplica en la fabricación de mármol sintético utilizando cargas minerales y laminación de plástico utilizando como refuerzo fibra de vidrio.

Resina poliéster MF-300

La también llamada resina flexible, posee gran flexibilidad y retención a la misma, excelente resiliencia¹. Además de una excelente compatibilidad con resinas poliéster insaturadas rígidas, con las que al combinarla, aumenta su resistencia al impacto y permite fabricar piezas de mayor espesor sin presentar fracturas. [25, 28, 29].

Catalizadores

Un catalizador es una sustancia química, simple o compuesta, que modifica la velocidad de una reacción química, interviniendo en ella pero sin llegar a formar parte de los productos resultantes de la misma.

El proceso para convertir resina poliéster en estado líquido a sólido, implica una reacción química llamada copolimerización (curado) y en ésta, el monómero en el que se encuentra disuelta la resina, reacciona con los grupos no saturados para formar un compuesto termofijo. Esta reacción se clasifica como reacción de adición, debido a que no se forman subproductos, la conversión es al 100%.

El curado se puede lograr por medio de altas temperaturas, excitación electrónica, luz solar y empleo de compuestos químicos, estos últimos se conocen como

¹ **Resiliencia.** Resistencia que opone un material a la ruptura por impacto.

catalizadores, y se descomponen activando una reacción en la cadena del poliéster.

El catalizador más utilizado para el curado de resinas poliéster es el peróxido de metil etil cetona, siempre usado en combinación con alguna solución de cobalto como agente acelerador, en porcentajes de 1 a 2% para el catalizador y de 0.5 a 1% para el acelerador. [25, 28, 29].

2.6 Fibra de vidrio

En la industria los hilos de vidrio se obtienen mediante el flujo de vidrio líquido a través de una pieza resistente con pequeños orificios conocido como "*spinnerette*". Luego se deja enfriar o solidificar logrando que el producto final permanezca con suficiente flexibilidad como para poder entrelazarlo y formar una malla o tela.

Sus propiedades principales son: buen aislamiento térmico, inerte ante ácidos, mejora la resistencia a la compresión y al desgaste, además de soportar altas temperaturas. Estas propiedades y el bajo precio de sus materias primas, le han dado popularidad en muchas aplicaciones industriales. [22, 25, 30].

Filamento

Desenlazando la presentación más popular de la fibra de vidrio llamada colchoneta (*mat*), se obtienen monofilamentos de fibra. Al colocarlos de forma aleatoria, tienen la propiedad de distribuir las cargas y esfuerzos mecánicos en todas direcciones.

Petatillo (*woven roving*)

Esta presentación de la fibra de vidrio consiste en cabos de "*roving*" tejidos en forma entrecruzada y en ángulos de 90° con respecto a sus ejes longitudinales. Debido a su forma, tiene la característica de repartir las cargas y esfuerzos uniformemente y en sentidos transversales. En la figura 2.2 se pueden observar el acomodo de las fibras tanto en filamento como en petatillo. [25, 30].

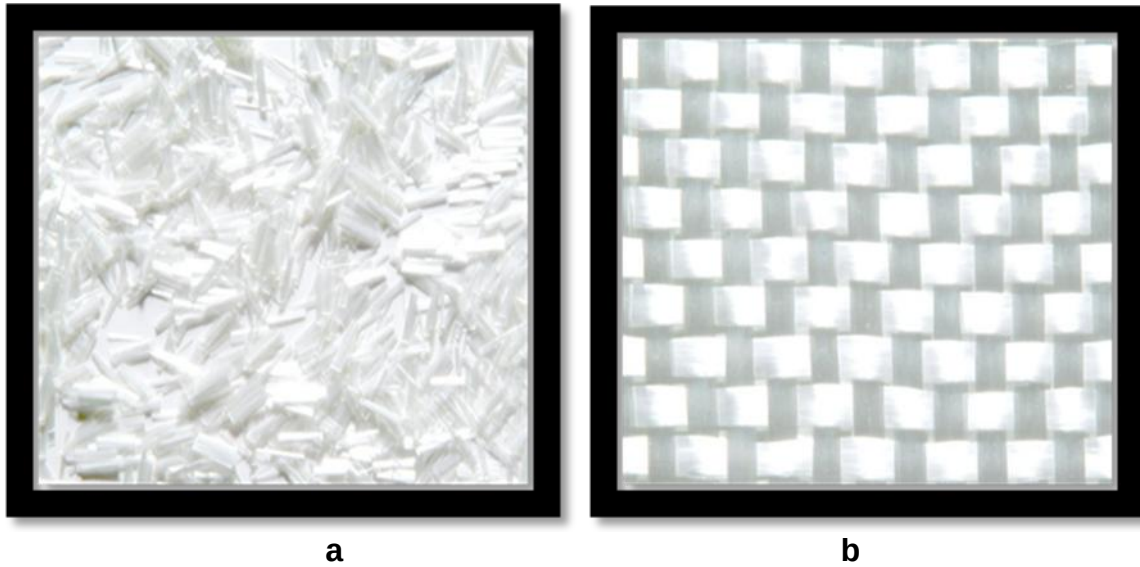


Figura 2.2. Presentaciones de la fibra de vidrio. a) Filamento y b) Petatillo. [31].

2.7 Materiales compuestos reforzados con fibras.

En los materiales compuestos un componente suele ser un agente reforzante como una fibra fuerte: fibra de vidrio, cuarzo, kevlar, o fibra de carbono que proporciona al material su fuerza a tracción, mientras que otro componente (llamado matriz) que suele ser una resina como epoxy o poliéster que envuelve y liga las fibras, transfiriendo la carga de las fibras rotas a las intactas y entre las que no están alineadas con las líneas de tensión. También, a menos que la matriz elegida sea especialmente flexible, evita el pandeo de las fibras por compresión.

En términos de fuerza, las fibras sirven para resistir la tracción, la resina para resistir las deformaciones, y todos los materiales presentes sirven para resistir la compresión, incluyendo cualquier agregado.

Plástico reforzado con fibras de vidrio (PRFV).

Principales Ventajas de la Fibra de vidrio:

- Alta resistencia mecánica.
- Bajo peso, facilitando transporte e instalación.
- Resistencia a corrosión y la intemperie.
- Bajo costo con herramientas
- Menor necesidad de mantenimiento.

Por sus ventajas, alto desempeño y bajo costo, el plástico reforzado con fibras de vidrio (PRFV) tiene hoy muchas aplicaciones conocidas en todos los sectores del

mercado: automotriz, agrícola, construcción, náutico, transportes, consumo y donde se necesita gran resistencia a la corrosión.

En la siguiente imagen se pueden ver dos tipos de plásticos reforzados con fibra de vidrio en diferentes presentaciones. [22, 25, 30].

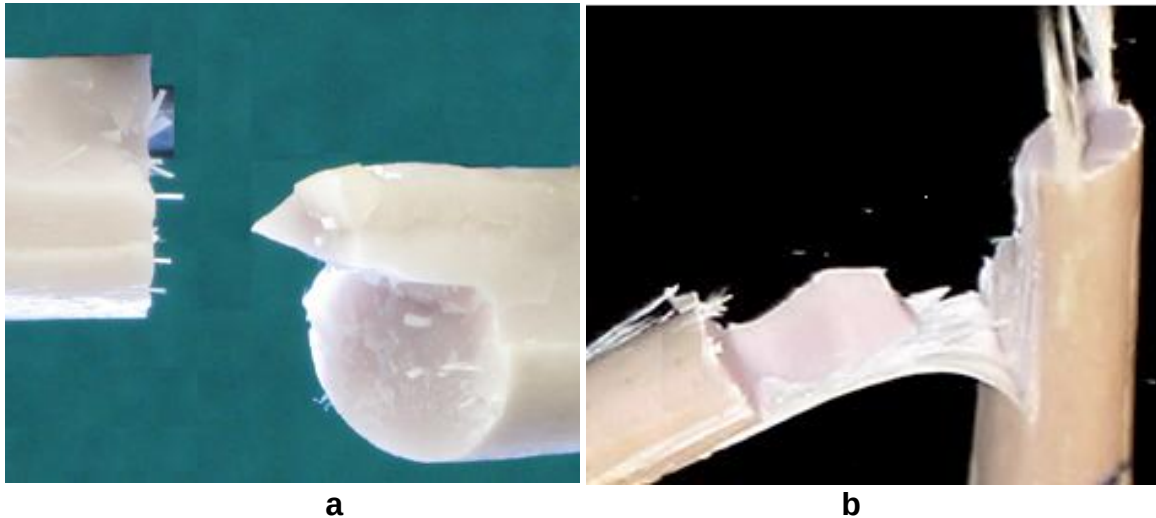
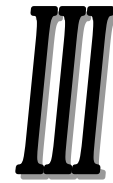


Figura 2.3. Plásticos reforzados con fibra de vidrio. a) Reforzado con filamento y b) reforzado con petatillo.

El objetivo principal de la presente investigación es evaluar y comparar el comportamiento de modelos de fémur humano sintéticos hechos de resina contra fémures de cadáver frescos y fémures de cadáver tratados cuando son sometidos a cargas de flexión. Cabe mencionar que los modelos se fabricaron con el método de vaciado en moldes de silicón variando el refuerzo y los porcentajes de resina utilizados. (Anexo 1). En el siguiente capítulo se muestra la metodología experimental llevada a cabo para realizar las pruebas.



Metodología experimental.

3.1 Introducción

En el presente estudio, se realizó el ensayo a flexión en cuatro puntos para obtener la rigidez de las muestras, este ensayo es muy significativo ya que representa del 80% al 90% de las tensiones que se dan en el fémur durante el movimiento natural del cuerpo humano, además de tener un estándar reproducible en las condiciones del ensayo. [32,33].

A diferencia del ensayo a flexión en tres puntos, cuando se tiene cuatro puntos de apoyo se obtiene la ventaja de que el cortante entre ellos es menor y la exactitud de las pruebas es mayor. Además de que el crecimiento de las grietas o fracturas, es más estable. Esto último es importante para verificar el tipo de fracturas que se presentan y que servirá como comprobación de la reproducibilidad de los ensayos. [34].

3.2 Manejo y características de las pruebas.

Como se mencionó al inicio, esta investigación forma parte de un proyecto más amplio y se deben de seguir ciertos parámetros establecidos. Tanto los modelos de resina como los fémures reales frescos y tratados fueron enviados por la Escuela Superior de Medicina del Instituto Politécnico Nacional como parte de un convenio que se tiene con el Instituto Nacional de Rehabilitación.

Para evitar algún sesgo durante la realización de las pruebas y en la interpretación de los resultados, los porcentajes en la combinación de los modelos de resinas, así como el refuerzo de fibra de vidrio que se utilizó en los modelos no se especificó.

En este estudio se utilizaron nueve huesos humanos tratados, un hueso humano fresco y diecisiete modelos compuestos de la combinación de resina poliéster de uso general M-30 y de resina flexible MF-300 en porcentajes desconocidos, además de haber sido reforzados con fibra de vidrio ya sea en filamento o en petatillo.

El manejo de los huesos humanos debe de llevarse bajo un estricto control de higiene debido a que su origen es desconocido y pueden ser portadores de algún virus o bacteria.

Los especímenes humanos recibieron un tratamiento común de conservación de cuerpos, en la siguiente tabla se muestran las características de los cadáveres de donde se obtuvieron los fémures. Los números que aparecen como registro son la clave asignada por la Escuela Superior de Medicina antes de llegar al instituto para ser ensayados.

Tabla 3.1 Características de los especímenes de cadáver

REGISTRO	ESTADO	FEMUR	SEXO	EDAD (AÑOS)	FECHA DE PREPARACION	FECHA DE ENSAYO	DÍAS AL ENSAYO	ESTATURA (m)	PESO (Kg)
08/31	FRESCO	DER.	MASC	55	12/09/08	25/09/08	13	1.72	80
08/20	TRATADO	DER.	MASC	37	13/06/08	25/09/08	104	1.60	70
08/17	TRATADO	DER.	MASC	50	06/06/08	09/10/08	125	1.70	82
37/07	TRATADO	DER.	MASC	60	23/07/07	10/10/08	445	1.65	60
02/07	TRATADO	DER.	MASC	67	12/01/07	10/10/08	637	1.54	60
67/07	TRATADO	DER.	MASC	31	07/11/07	24/10/08	352	1.85	78
81/07	TRATADO	DER.	MASC	67	04/12/08	12/11/08	344	1.60	70
11/08	TRATADO	DER.	MASC	79	19/11/07	24/11/08	371	1.70	80
71/07	TRATADO	DER.	MASC	58	15/11/07	02/12/08	383	1.72	80
74/07	TRATADO	DER.	MASC	58	19/11/07	02/12/08	379	1.76	55

Las características de los modelos de resina, son variables en su composición, pero iguales en su geometría. El molde fue tomado de un fémur humano derecho de un individuo de 1.70 m de estatura, 80 kg de peso y 40 años de edad.

3.3 Equipo utilizado

Para realizar las pruebas se utilizó una maquina universal de ensayos INSTRON modelo 4502, formada por una base fija, una celda de carga intercambiable y un cabezal móvil, el cual se desplaza sobre un marco vertical usando como guía un par de tornillos sin fin como se puede ver en la figura 3.1.

Esta máquina funciona por medio de un motor eléctrico y cuenta con un panel de control para su manejo. Los datos se obtienen mediante una tarjeta de adquisición de datos marca National Instruments® colocada en una PC.

La celda de carga utilizada fue de 10 kN, y se eligió en función de la carga que se requiere para llegar a la fractura en los ensayos. [32, 35].



Figura 3.1 Maquina universal de ensayos INSTRON modelo 4502.

3.3.1 Diseño del dispositivo para ensayos a flexión.

Para estas pruebas es necesario contar con el dispositivo adecuado para colocar las muestras (fémures), y que a su vez sea compatible tanto en su geometría como en acoplamiento con la maquina universal de ensayos.

Debido a la importancia de la investigación y a la carencia de información sobre dispositivos de este tipo, fue necesaria una amplia investigación sobre protocolos similares, dado que aun cuando existen varios dispositivos para realizar ensayos a flexión, dentro del catalogo de INSTRON® no existe ninguno que funcione para la colocación de huesos largos, por lo que fue necesario diseñar y construir uno antes de realizar las pruebas.

Al no existir un estándar oficial para la conformación del dispositivo en investigaciones similares ni en el catalogo de la máquina, el utilizado fue resultado de las ideas y propuestas de los participantes en la investigación basándose principalmente en la norma ASTM standard F 382-86 para pruebas de flexión en placas óseas y en los utilizados en protocolos similares como el de Luca Cristofolini y colaboradores en 1996, además de proponer mejoras y adaptaciones

tanto para la sujeción del hueso como para el acoplamiento con la máquina de ensayos. (Anexo 2)

El dispositivo se construyó en acero inoxidable 304. Principalmente, por ser un material con buena resistencia para soportar fácilmente y sin deformarse las cargas aplicadas en la máquina de ensayos y también por cuestiones de higiene ya que al trabajar con especímenes reales, existen riesgos de infecciones, por residuos de los fluidos de los huesos humanos, así que el dispositivo debe lavarse y desinfectarse constantemente, por lo que requiere tener una buena resistencia a la corrosión.

El dispositivo se forma de dos rieles montados en la máquina de pruebas uno en la base fija y otro en la celda de carga, cada uno de ellos contiene dos bloques móviles que se desplazan a lo largo del riel. Sobre cada bloque se pueden colocar diferentes terminales, según sea el caso, ya sea para deslizamiento o para sujeción. Para ajustar la altura de las terminales, cada bloque cuenta con un tornillo que nivela la prueba con el fin de tener distribuida la carga sin importar la irregularidad geométrica de los huesos. En la figura 3.2. c) se pueden ver todas las partes que conforman el dispositivo. [32, 33, 35, 36].



a)



b)

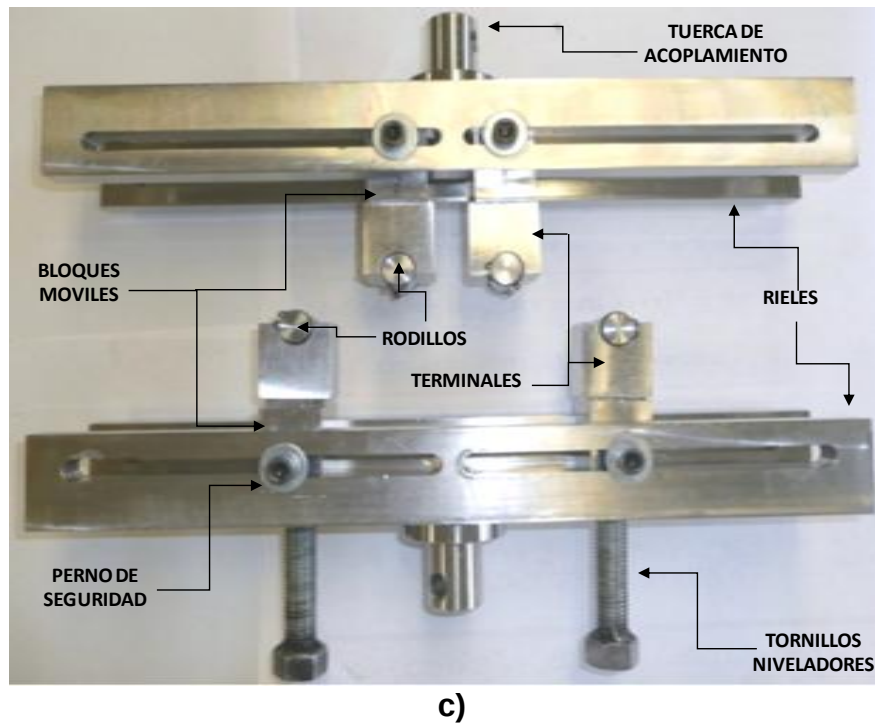


Figura 3.2 Dispositivo para ensayos a flexión a cuatro puntos para fémur humano. a) Riel inferior, b) Riel superior, c) Partes del dispositivo

3.4 Desarrollo experimental.

Las condiciones de ensayo se basaron en el método de pruebas a flexión estática para placas intramedulares femorales de la norma ASTM standard (F382-86) adaptadas para realizar los ensayos en hueso. Esta norma cubre las pruebas a flexión para medir resistencia, rigidez y ductilidad. [32, 36].

3.4.1 Mediciones geométricas.

Antes de comenzar las pruebas, tanto los modelos como los especímenes reales fueron medidos y se registro la longitud total (L_T) y diafisiaria (L_D), además de medir la longitud transversal en el centro del hueso, en posición antero-posterior y medial-lateral con el fin de obtener los parámetros geométricos como se muestra en las figuras 3.3, 3.4 y 3.5. [37, 38].



a) b)



c)

d)



e)

f)

Figura 3.3 Medición para cálculos y colocación de las pruebas. a) y b) Medición de longitud total y diafisiaria de un modelo de resina. c) y d) Medición de longitud total y diafisiaria de un hueso de cadáver. e) Medición de longitud total de un hueso de cadáver. f) Medición de longitud transversal y canal medular de un hueso de cadáver

La longitud diafisiaria, como lo dice su nombre es la magnitud medida entre las epífisis del hueso, iniciando en la zona proximal a partir del trocante menor y terminando en la zona distal, donde inicia el cóndilo externo.

La longitud total se registra a partir del extremo superior de la cabeza femoral hasta el inferior del cóndilo interno. [37, 38].

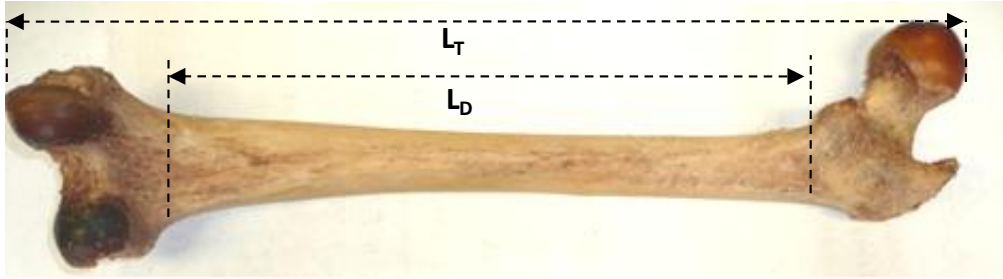


Figura 3.4 Longitudes medidas en huesos y modelos. L_T (total) y L_D (diafisiaria)

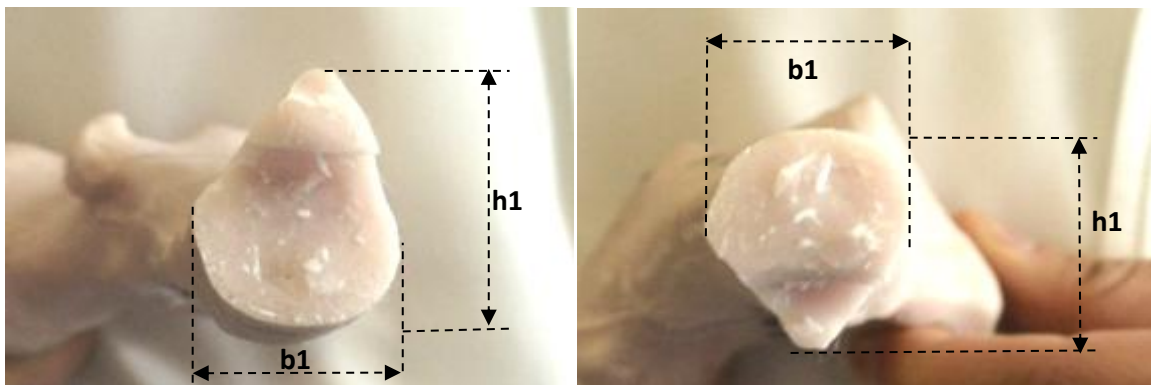


Figura 3.5 Parámetros geométricos medidos en modelos de resina (Corte transversal del modelo).

En el caso de los huesos reales, se tomaron cortes tomográficos para tomar medidas en el canal medular y se rectificaron una vez que el hueso se llevó a la fractura como se puede ver en las figuras 3.6 y 3.7. [37, 38].

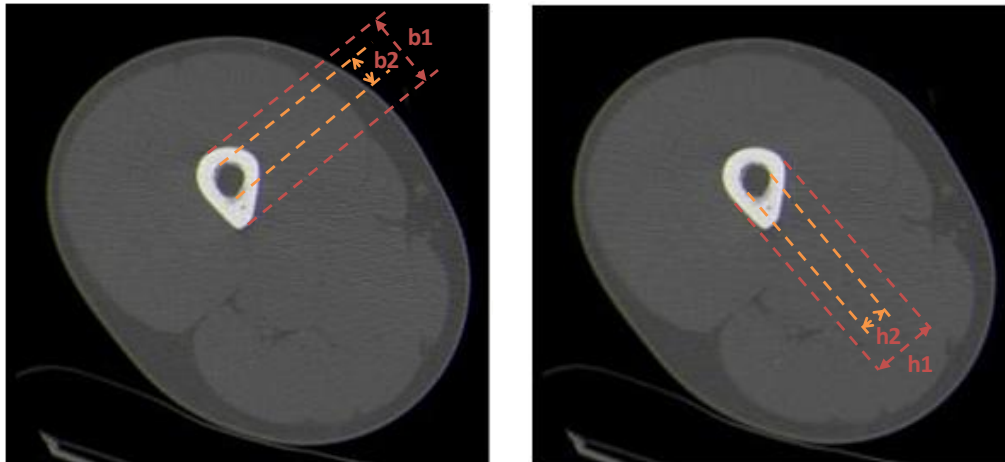


Figura 3.6 *Parámetros geométricos medidos en huesos de cadáver por medio de tomografía.*

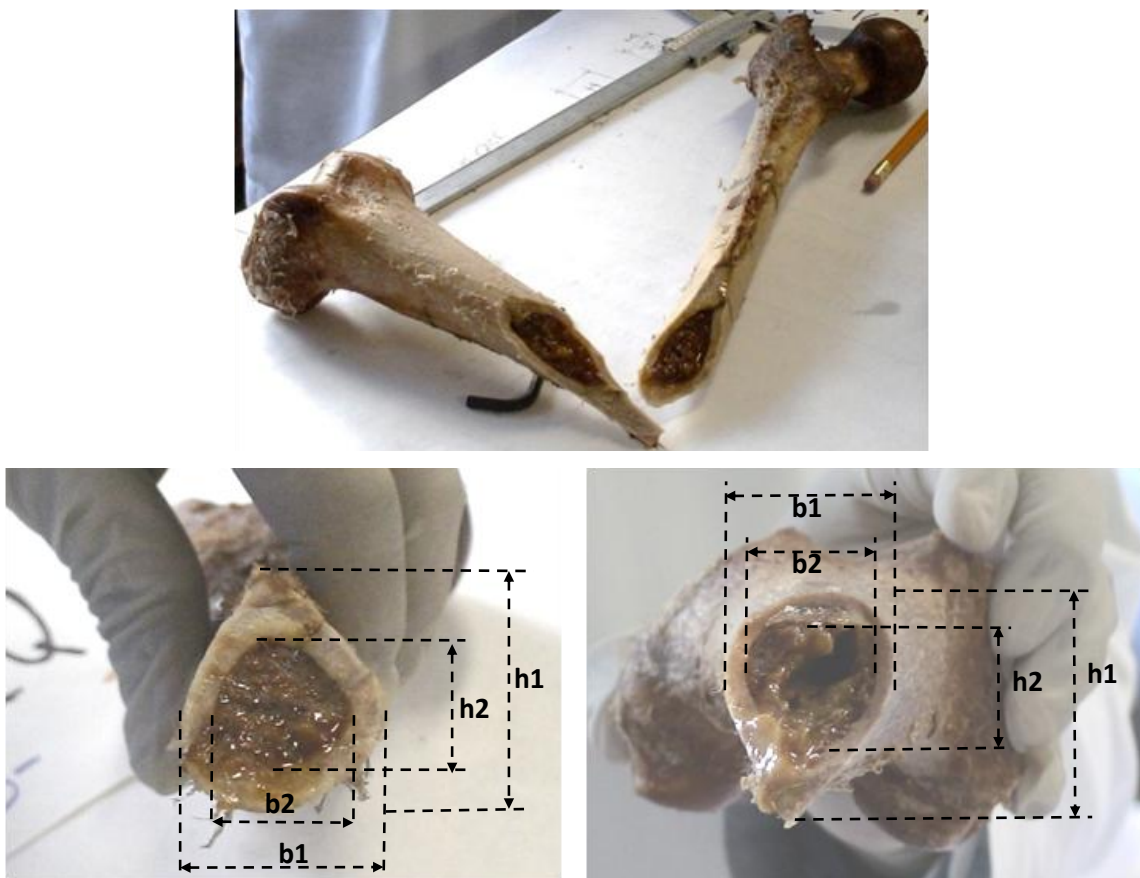


Figura 3.7 *Parámetros geométricos medidos en huesos de cadáver (Corte transversal del hueso).*

En la siguiente tabla se muestran todos los parámetros geométricos medidos en cada ensayo, estos se utilizaron para realizar cálculos, los cuales ayudaron para controlar los resultados de las pruebas.

Los datos del primer renglón de la tabla son válidos para cualquiera de los modelos de resina, pues su geometría es idéntica; en los siguientes renglones los valores cambian debido a que no existen geometrías idénticas en los especímenes de cadáver.

Tabla 3.2. Parámetros geométricos de modelos y huesos.

REGISTRO	ESTADO	LADO	h1 (m)	h2 (m)	b1 (m)	b2 (m)	w = h2/2 (m)	LONGITUD TOTAL L _T (m)	LONGITUD DIAFISIARIA L _D (m)
LB01 – LB17	RESINA	DER.	0	0.027	0	0.025	0.0135	0.45	0.33
08/31	FRESCO	DER.	0.012	0.028	0.014	0.024	0.0140	0.42	0.28
08/20	TRATADO	DER.	0.013	0.027	0.014	0.029	0.0135	0.42	0.28
08/17	TRATADO	DER.	0.016	0.025	0.02	0.029	0.0125	0.45	0.33
37/07	TRATADO	DER.	0.015	0.025	0.013	0.0265	0.0125	0.39	0.25
02/07	TRATADO	DER.	0.016	0.029	0.014	0.026	0.0145	0.44	0.29
67/07	TRATADO	DER.	0.023	0.031	0.024	0.027	0.0155	0.45	0.31
81/07	TRATADO	DER.	0.017	0.028	0.016	0.028	0.0140	0.45	0.33
11/08	TRATADO	DER.	0.014	0.027	0.018	0.029	0.0135	0.47	0.33
71/07	TRATADO	DER.	0.010	0.024	0.01	0.023	0.0120	0.38	0.26
74/07	TRATADO	DER.	0.019	0.028	0.02	0.032	0.0140	0.37	0.32

3.4.2 Colocación de las muestras.

Para el ensayo de flexión en cuatro puntos de los fémures humanos completos, se coloca un soporte (riel) con rodillos con un radio de 9 mm sobre la plataforma de la máquina INSTRON®, los cuales tienen una separación de ± 93 mm a partir del centro del riel. El otro riel, se coloca en la celda móvil, con rodillos del mismo diámetro, pero a una separación de ± 31 mm a partir del centro del riel. [32].

Cabe mencionar que este soporte consta de dos bloques móviles, cada uno de ellos con un tornillo localizado debajo del rodillo, la función de este tornillo es la de subir y bajar el fémur tanto en el extremo de la cabeza femoral como en el extremo de los cóndilos, debido a la heterogeneidad del hueso, de esta manera se mejoraron y controlaron las mediciones requeridas para este trabajo.

Teniendo todo en posición, se montó el dispositivo completo en la máquina de ensayos, teniendo cuidado con la alineación de los rieles. Ambos rieles se acoplan con la máquina por medio de pernos y tuercas de seguridad (Figura 3.8).

Antes de iniciar las pruebas, se sube y baja la celda para verificar la alineación entre los rieles y se colocan los pernos de seguridad para la prueba.

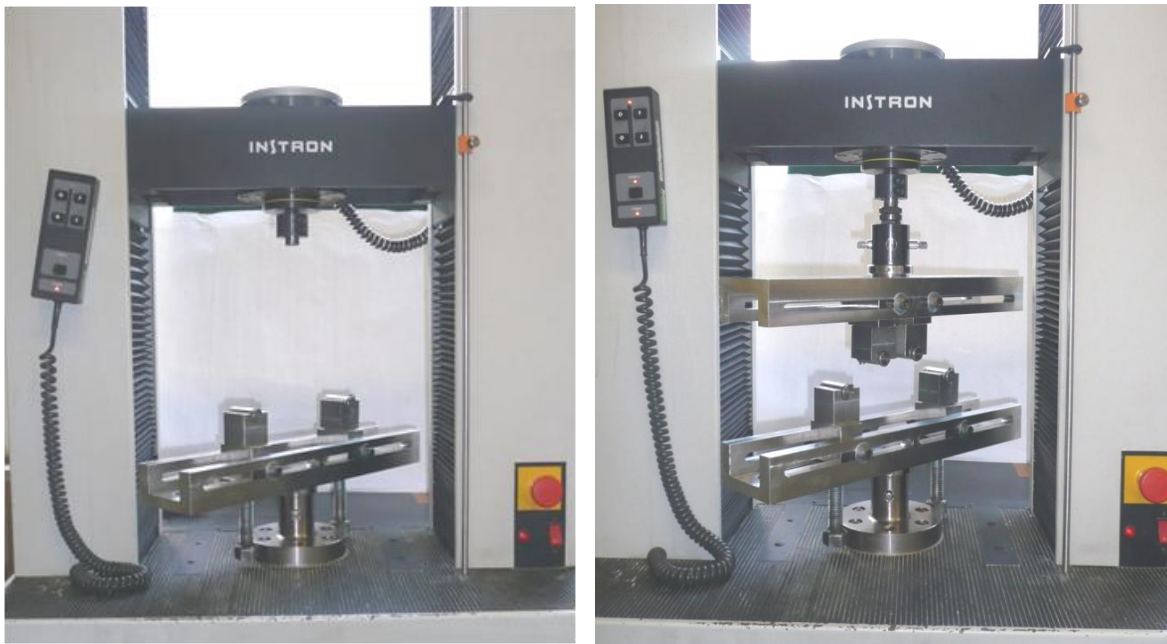


Figura 3.8 Montaje y alineación de rieles en la máquina de ensayos.

Una vez fijo y alineado el dispositivo se procede a la colocación de los fémures. Se consideraron dos posiciones para los huesos. En la figura 3.9 se muestra la colocación del hueso en posición medial- lateral (ML) y en la figura 3.10 en posición antero-posterior (AP).

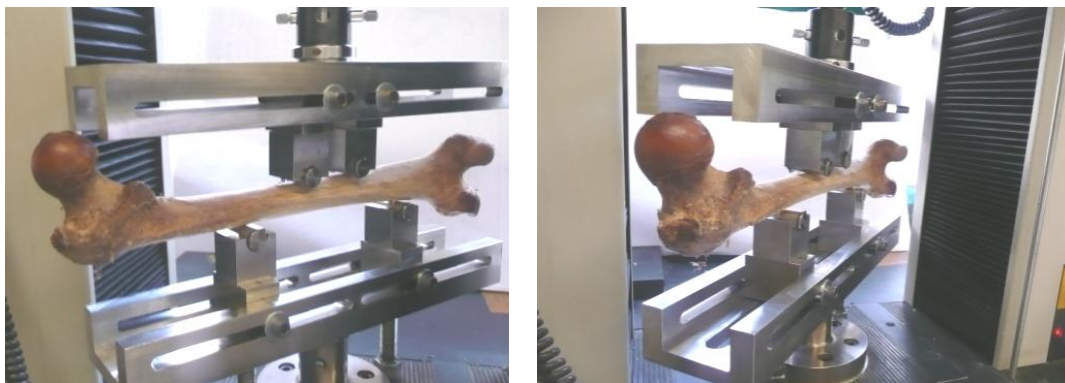


Figura 3.9 Colocación en posición medial-lateral (ML).

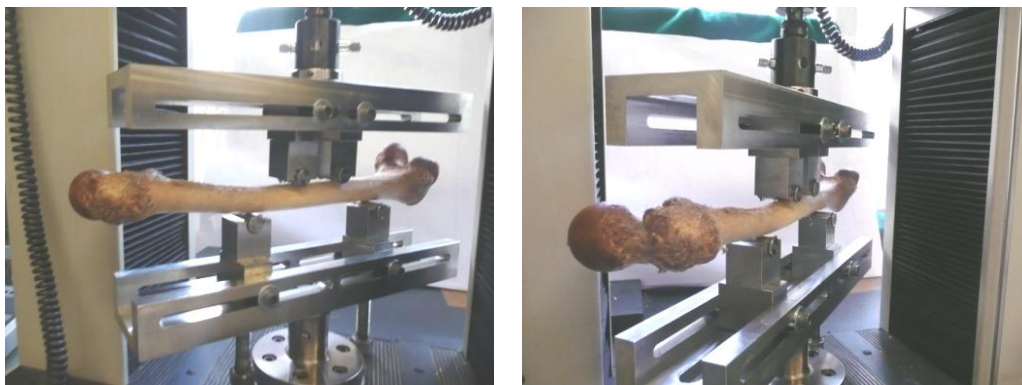


Figura 3.10 Colocación en posición antero-posterior (AP).

En AP, se aplicó la carga en el lado anterior y en ML en el lado lateral con el fin de simular las condiciones de flexión que ocurren bajo la postura en una sola pierna. Fue aplicada una precarga de 50 N y se alcanzó una carga máxima de 550N, correspondiente a un momento máximo de flexión de 34.1 N*m, el cual fue estimado para estar por debajo del límite de cedencia del material óseo.

Para cada modelo y espécimen, se realizaron once ensayos, cinco de ellos en posición ML, seis en AP y en esta última posición, se llevó a la fractura durante la sexta prueba. En cada ciclo, el sistema se realineó completamente. Se consideró que cinco repeticiones por posición dan un intervalo de confianza. Cabe mencionar que el análisis se realizó únicamente con los resultados en posición AP. [32].

3.5 Manejo de datos y cálculos.

La máquina INSTRON® cuenta con el software SERIES IX, con el cual se recabaron los datos obtenidos en cada ensayo. Este software crea un archivo en el que se encuentra la relación carga-desplazamiento, durante toda la prueba. Estos datos aparecen en forma de tabla, y se exporta a otro software llamado ORIGIN LAB, con el cual se pueden graficar las curvas carga-desplazamiento de cada ensayo.

Cabe mencionar que antes de realizar cualquier cálculo o gráfica, los datos obtenidos de la máquina de ensayos fueron convertidos a unidades del sistema internacional.

Las siguientes gráficas carga-desplazamiento, se crearon a partir de los datos arrojados por la máquina INSTRON. Con el análisis de estas curvas se obtuvo la pendiente, que indica el valor de la rigidez en cada ensayo, el desplazamiento a carga máxima y la desviación estándar.

En la figura 3.11.a) se puede ver la curva carga-desplazamiento de un ensayo con carga constante de un modelo de resina mientras que en la figura 3.11.b) se aprecia el comparativo de las cinco curvas obtenidas para cada uno de los ensayos realizados para el mismo modelo.

En la figura 3.12. a) y b) se muestran las mismas curvas carga-desplazamiento solo que se refieren a un ensayo con hueso humano. Con estas gráficas se puede afirmar que el comportamiento tanto en modelos como en especímenes reales es muy similar en las cinco pruebas realizadas para cada uno.

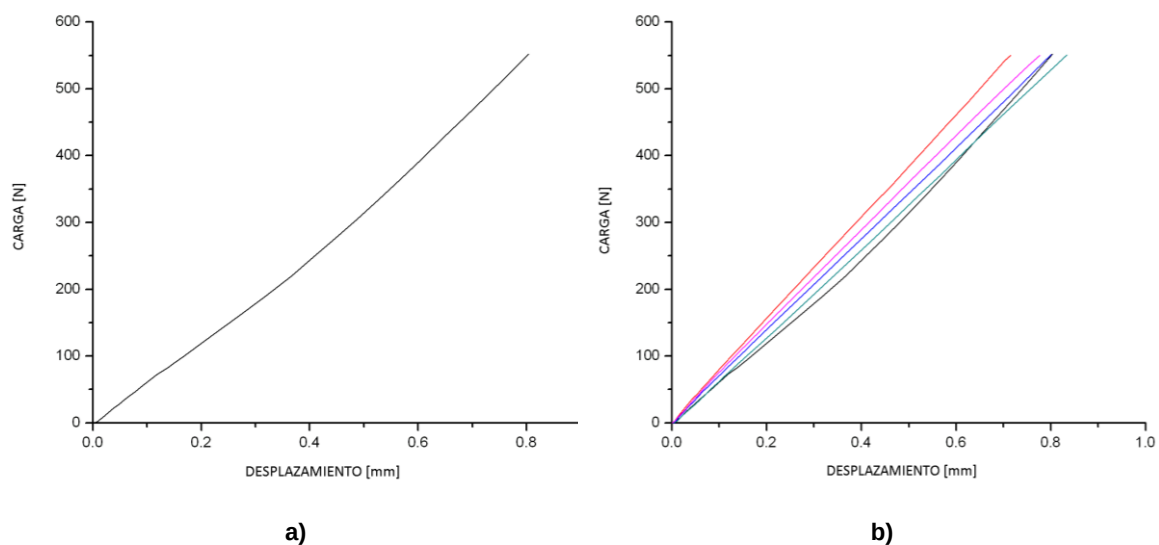


Figura 3.11 Curvas carga – desplazamiento de un modelo de resina.

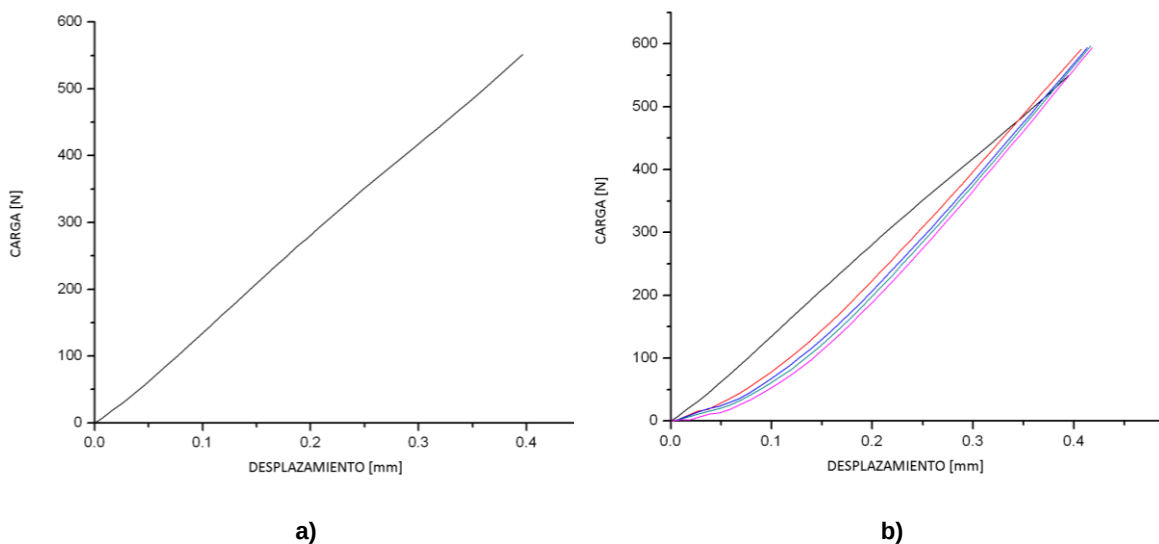


Figura 3.12 Curvas carga – desplazamiento de un fémur humano.

En la figura 3.13.a) se puede ver la curva carga-desplazamiento de un ensayo destructivo en un modelo de resina mientras que en la figura 3.13.b) se aprecia la curva carga-desplazamiento de un ensayo destructivo en un fémur humano.

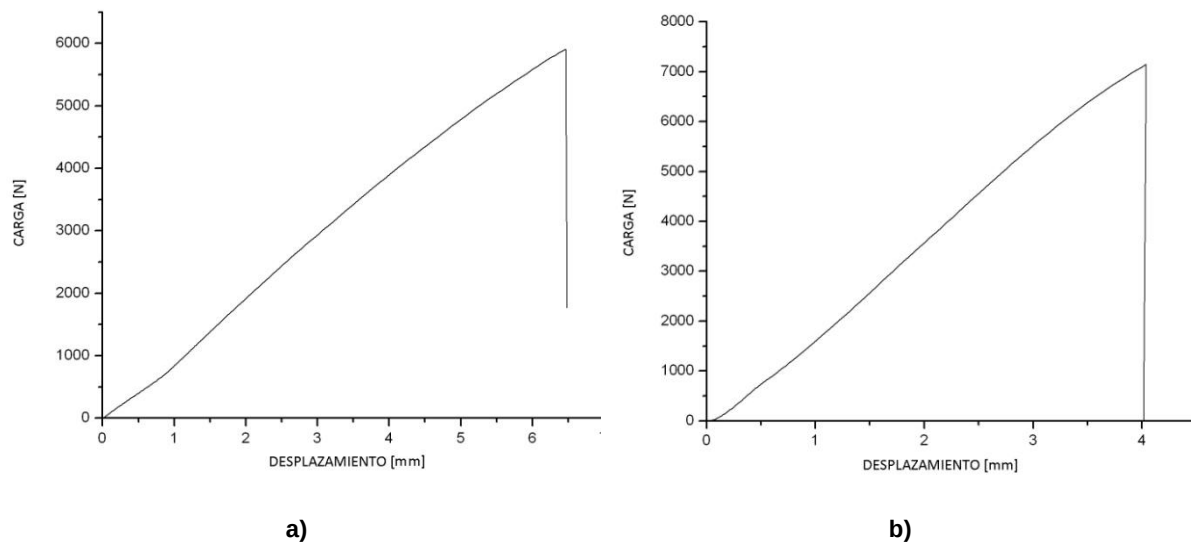


Figura 3.13 Curvas carga – desplazamiento de ensayos destructivos. a) Modelo de resina y b) Fémur humano.

De las pruebas destructivas se obtuvieron algunos de los parámetros geométricos mostrados en la tabla 3.2 utilizados para el cálculo del momento de inercia (I), con el fin de anular la diferencia geométrica entre los huesos reales que poseen un canal medular y los modelos de resina que no lo tienen, y así tener resultados más confiables.

Para el cálculo del módulo de elasticidad (E), se utilizaron los valores de deflexión (Δl) obtenidos después de analizar las curvas carga-deformación de los ensayos no destructivos y a carga constante de 550 N. Además de considerar las magnitudes en el dispositivo (d) y (l) que se mantuvieron constantes en todos los ensayos como se muestra en la figura 3.14.

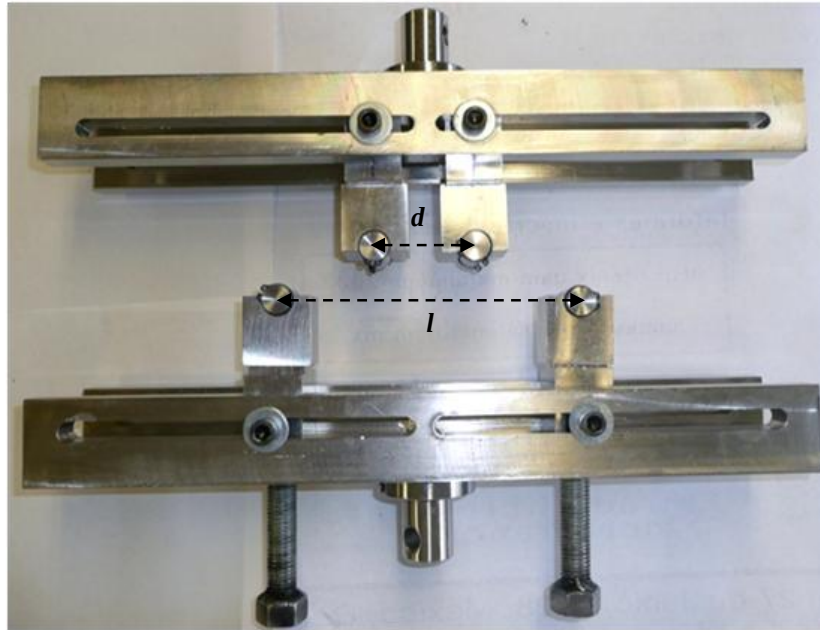


Figura 3.14 Parámetros geométricos medidos en el dispositivo de flexión a cuatro puntos.

Para convertir los datos fue necesario utilizar las siguientes ecuaciones, y se consideró al hueso como un elemento estructural, tubular ovalado, para facilitar los cálculos. [37, 38].

Para el momento de inercia:

$$I = \frac{\pi}{64} (b_2 h_2^3 - b_1 h_1^3) \dots \dots \dots (3.1)$$

Donde:

- I : Es el momento de inercia. (m^4).
- b_1 : Es la longitud horizontal máxima del canal medular.
- h_1 : Es la longitud vertical máxima del canal medular.
- b_2 : Es la longitud horizontal máxima exterior del hueso.
- h_2 : Es la longitud vertical máxima exterior del hueso.

En el caso de los modelos de resina las longitudes b_1 y h_1 se consideraron cero, pues no se contaba con canal medular. [37, 38].

Para el módulo de elasticidad:

$$E = \frac{F(l-d)^2(l+2d)}{\Delta l 48 I} \dots\dots\dots (3.2)$$

Donde:

- **E:** Es el modulo de elasticidad. (N/m^2).
- **F:** Es la carga aplicada.
- **Δl :** Es la deflexión.
- **I:** Es el momento de inercia de área.
- **l:** Es la distancia entre apoyos externos del dispositivo de flexión a cuatro puntos.
- **d:** Es la distancia entre apoyos internos del dispositivo de flexión a cuatro puntos.

Se calculó el momento de inercia con la ecuación 3.1 para los modelos de resina y los huesos de cadáver y se sustituyó en la ecuación 3.2 para obtener el módulo de elasticidad. [37, 38].

En la siguiente tabla se pueden observar los valores promedio de los módulos de elasticidad calculados en cada una de las cinco pruebas no destructivas para huesos y modelos en posición AP que se hicieron por ensayo.

Tabla 3.3. Momentos de inercia y Módulos de elasticidad calculados.

REGISTRO	ESTADO	LADO	POSICIÓN DE ENSAYO	MOMENTO DE INERCIA $I (m^4)$	MÓDULO DE ELASTICIDAD $E (GPa)$
LB01	RESINA	DER.	AP	2.42E-08	2.8888
LB02	RESINA	DER.	AP	2.42E-08	2.3726
LB03	RESINA	DER.	AP	2.42E-08	1.9732
LB04	RESINA	DER.	AP	2.42E-08	1.6067
LB05	RESINA	DER.	AP	2.42E-08	3.5738
LB06	RESINA	DER.	AP	2.42E-08	2.0038
LB07	RESINA	DER.	AP	2.42E-08	1.9589
LB08	RESINA	DER.	AP	2.42E-08	2.5259
LB09	RESINA	DER.	AP	2.42E-08	1.3775
LB10	RESINA	DER.	AP	2.42E-08	1.9913
LB11	RESINA	DER.	AP	2.42E-08	3.5929
LB12	RESINA	DER.	AP	2.42E-08	2.5943
LB13	RESINA	DER.	AP	2.42E-08	1.8879
LB14	RESINA	DER.	AP	2.42E-08	2.8570
LB15	RESINA	DER.	AP	2.42E-08	3.2351
LB16	RESINA	DER.	AP	2.42E-08	1.8802
LB17	RESINA	DER.	AP	2.42E-08	2.7499
08/31	FRESCO	DER.	AP	2.46E-08	6.6821
08/20	TRATADO	DER.	AP	2.65E-08	5.3439
08/17	TRATADO	DER.	AP	2.41E-08	4.6685
37/07	TRATADO	DER.	AP	1.81E-08	4.6940
02/07	TRATADO	DER.	AP	2.83E-08	4.0139
67/07	TRATADO	DER.	AP	2.51E-08	5.7928
81/07	TRATADO	DER.	AP	2.63E-08	5.6835
11/08	TRATADO	DER.	AP	2.55E-08	6.1824
71/07	TRATADO	DER.	AP	1.51E-08	8.9748

74/07	TRATADO	DER.	AP	2.77E-08	5.9782
-------	---------	------	----	----------	--------

Una vez que se obtuvieron los datos necesarios se continuó con el análisis de resultados, utilizando un método estadístico llamado “Análisis de varianza de un solo factor” conocido como ANOVA.

El ANOVA, es un procedimiento para probar la igualdad de las medias, suponiendo que las varianzas de las poblaciones son todas iguales, sirve para comparar si los valores de un conjunto de datos numéricos son significativamente distintos a los valores de otro o más conjuntos de datos. Utilizando el modelo de efectos fijos que se aplica en los experimentos donde un grupo es sometido a varios factores, los cuales solo afectan a la media teniendo por resultado una variable con una distribución normal.

En el siguiente capítulo se analizarán con más detalle los resultados obtenidos con este análisis estadístico.

IV

Análisis de resultados.

La presente tesis se realizó para encontrar si los modelos de resina tienen un comportamiento similar al de un hueso humano, sometiéndolos a diferentes modos de carga. Cabe mencionar que para tener mayor confianza en los resultados, cada ensayo fue repetido en cinco ocasiones, teniendo controlada la carga a 550N.

Una vez terminados los ensayos, se calcularon las medias de cada variable para cada hueso o modelo según fuera el caso para obtener los datos necesarios y continuar con el análisis de resultados, como se muestra en las siguientes tablas.

En la Tabla 4.1 se encuentran los valores promedio de las variables obtenidas del análisis en el software Origin Lab®, de las curvas carga-desplazamiento, éstas fueron construidas directamente de los datos arrojados por la máquina de ensayos en pruebas no destructivas en posición antero-posterior.

Se sabe que la rigidez es la capacidad de un cuerpo para soportar cargas sin deformarse o desplazarse. Normalmente se calcula como la razón entre una fuerza aplicada y el desplazamiento obtenido por la aplicación de esa fuerza, de ahí se obtuvo la magnitud reportada en la tabla, destacando que esta es un promedio de las cinco lecturas obtenidas para cada espécimen.

Gráficamente, la rigidez es la pendiente de la curva carga-desplazamiento de cada una de las pruebas, como se puede ver en la Figura 4.1. [37 cap III].

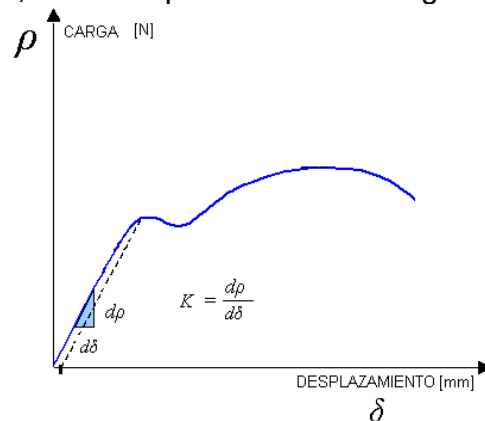


Figura 4.1. Esquema típico de una curva carga-desplazamiento.

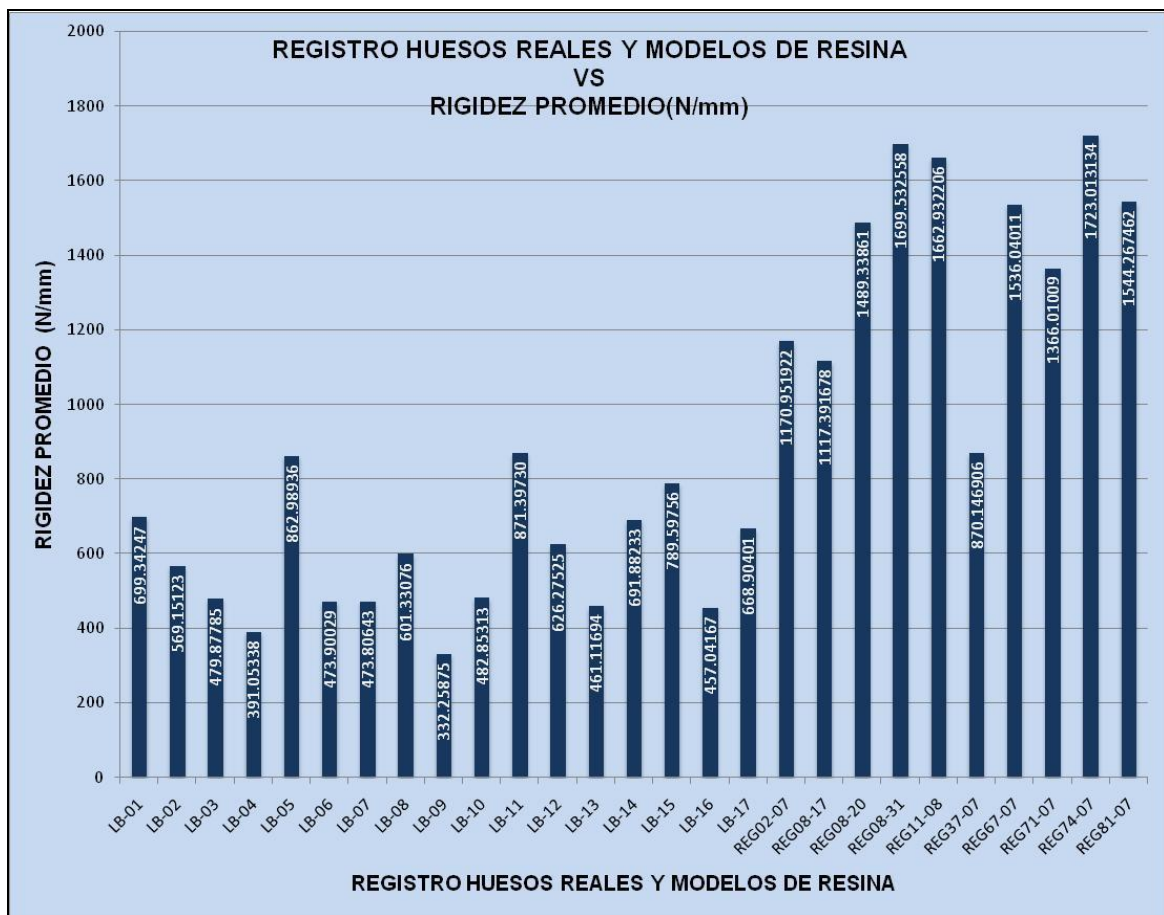
En la columna de registro se encuentran la nomenclatura que el Laboratorio de Biomecánica del INR, asigno a cada una de los diecisiete modelos de resina (LB01 a LB17) utilizados en este estudio, esta clave se asigno aleatoriamente, mientras que para los especímenes humanos, se mantuvo al registro asignado por la ESM.

Tabla 4.1. Valores obtenidos de las graficas carga-desplazamiento.

REGISTRO	ESTADO	LADO	POSICIÓN DE ENSAYO	RIGIDEZ (N/mm)	DESPLAZAMIENTO CARGA MÁXIMA (mm)
LB01	RESINA	DER.	AP	699.342	0.78636
LB02	RESINA	DER.	AP	569.151	0.95992
LB03	RESINA	DER.	AP	479.877	1.14836
LB04	RESINA	DER.	AP	391.053	1.41064
LB05	RESINA	DER.	AP	862.989	0.64702
LB06	RESINA	DER.	AP	473.900	1.13678
LB07	RESINA	DER.	AP	473.806	1.15540
LB08	RESINA	DER.	AP	601.330	0.90526
LB09	RESINA	DER.	AP	332.258	1.64576
LB10	RESINA	DER.	AP	482.853	1.13784
LB11	RESINA	DER.	AP	871.397	0.63286
LB12	RESINA	DER.	AP	626.275	0.86574
LB13	RESINA	DER.	AP	461.116	1.19932
LB14	RESINA	DER.	AP	691.882	0.79398
LB15	RESINA	DER.	AP	789.597	0.70374
LB16	RESINA	DER.	AP	457.041	1.20544
LB17	RESINA	DER.	AP	668.904	0.82488
08/31	FRESCO	DER.	AP	1699.532	0.34370
08/20	TRATADO	DER.	AP	1489.338	0.41042
08/17	TRATADO	DER.	AP	1117.391	0.51650
37/07	TRATADO	DER.	AP	870.1469	0.68410
02/07	TRATADO	DER.	AP	1170.951	0.51176
67/07	TRATADO	DER.	AP	1536.040	0.40158
81/07	TRATADO	DER.	AP	1544.267	0.38960
11/08	TRATADO	DER.	AP	1662.932	0.36776
71/07	TRATADO	DER.	AP	1366.010	0.40458
74/07	TRATADO	DER.	AP	1723.013	0.34564

En la siguiente gráfica se muestra un comparativo del promedio de rigidez calculado para cada elemento de ensayo, con datos obtenidos directamente de la máquina INSTRON®. Es importante destacar que estos datos no involucran la geometría de los modelos o huesos.

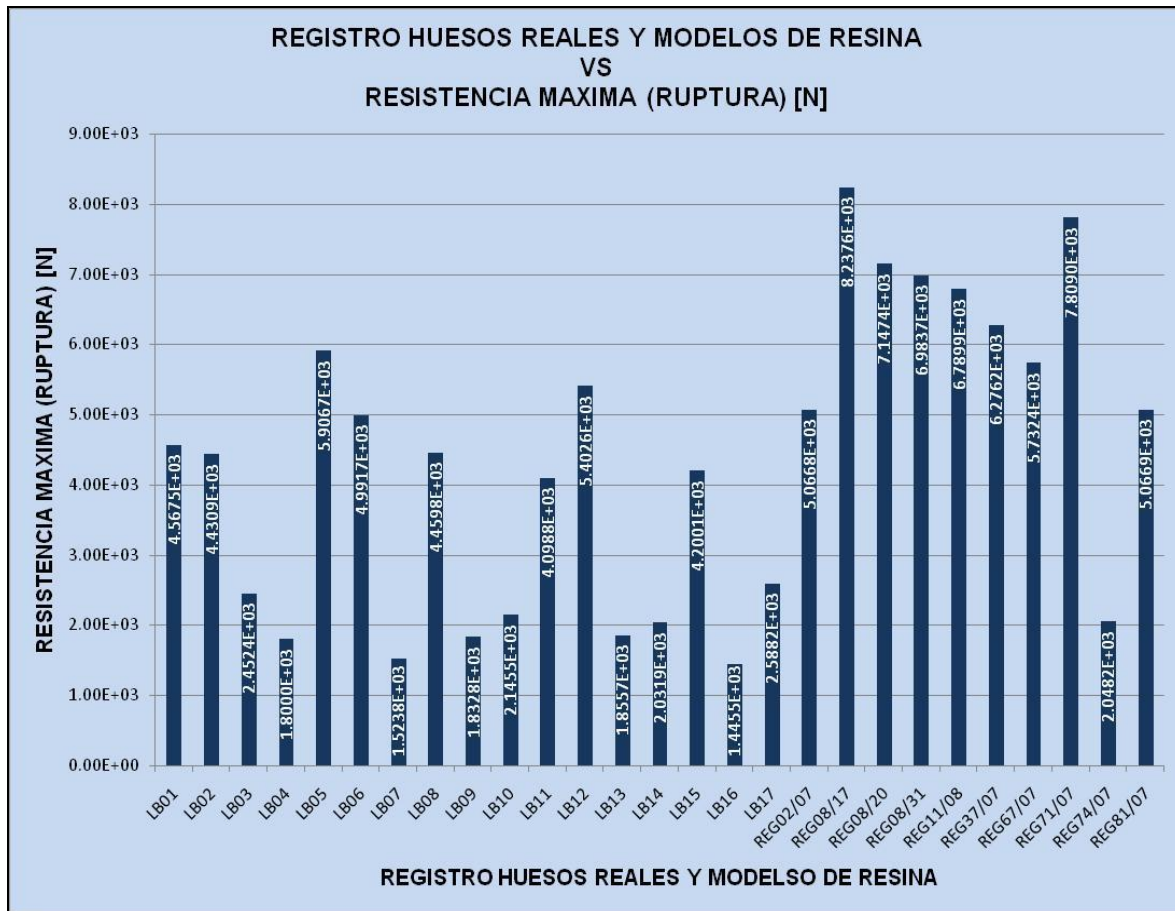
Si el comparativo fuera únicamente con modelos de resina, los datos graficados serían suficientes para concluir la etapa, pero al involucrar huesos reales que no tienen una igualdad geométrica entre sí y tampoco con los modelos de resina es necesario eliminar el factor geométrico con el cálculo del momento de inercia.



Gráfica 4.1. Comparativo de rigidez promedio con datos obtenidos directamente de la máquina de ensayos.

En la gráfica anterior, se muestra claramente que el comportamiento de las resinas es variable como se esperaba, sin embargo, en el caso de los huesos, no es tan uniforme el comportamiento, como claro ejemplo se ve el hueso humano con registro 37-07, que tiene una rigidez promedio de 870.15 [N/mm]. Aparentemente este hueso es mucho menos rígido que los demás, lo cual es una de las principales razones para considerar la geometría del hueso en los resultados finales.

En los ensayos donde se llegó a la ruptura, se obtuvo la resistencia máxima de cada elemento, alcanzándola un instante antes del colapso. En la gráfica 4.2 se aprecia el comparativo de la resistencia máxima para cada ensayo, con valores obtenidos de la máquina INSTRON®. Cabe destacar que estos valores no han sido considerados en análisis final del estudio, pues al tratarse de pruebas destructivas, solo se tendría una muestra de N=1 por cada elemento de ensayo lo cual no serviría para realizar un análisis estadístico, pues aunque los modelos de resina se pueden reproducir para obtener una muestra mayor, con los especímenes de cadáver es imposible.

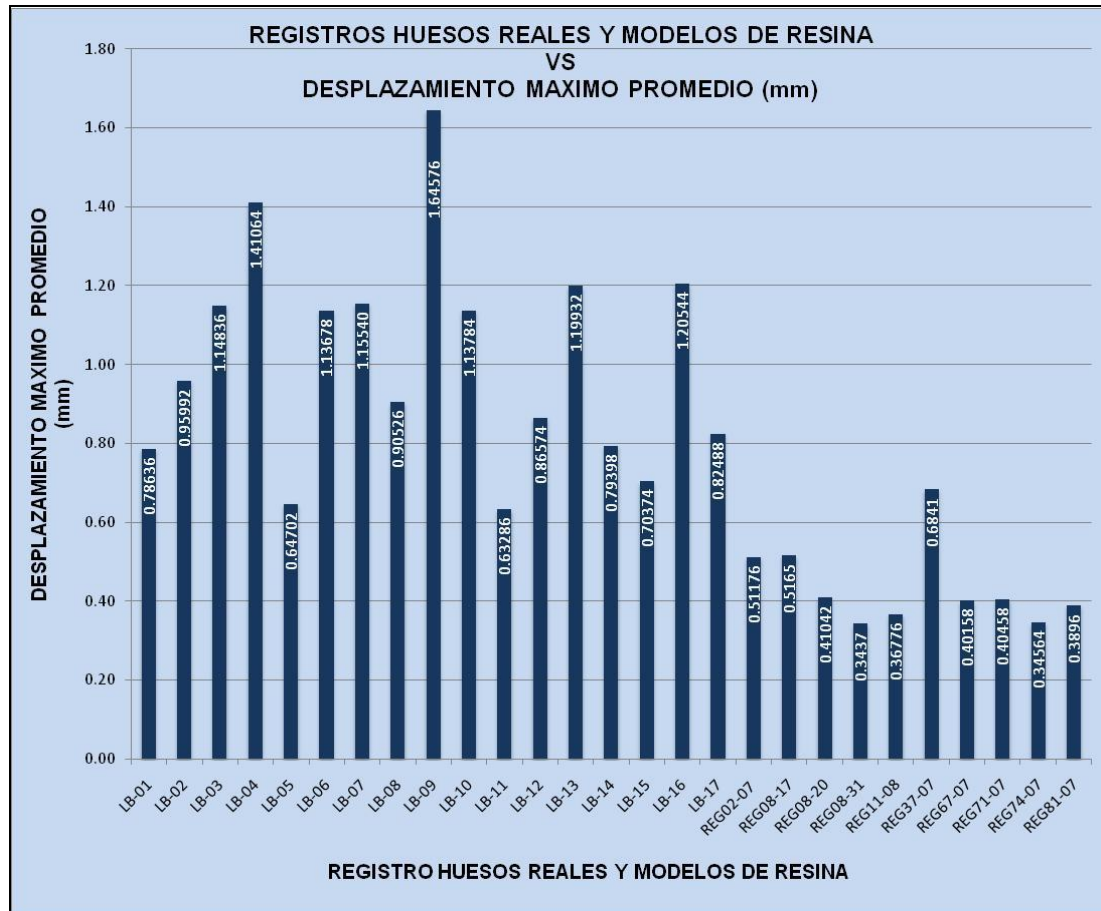


Gráfica 4.2. Comparativo de resistencia máxima con datos obtenidos directamente de la máquina de ensayos.

En la gráfica se observa que los valores de las resinas son muy dispersos, sin embargo algunos se acercan a la resistencia máxima promedio de los huesos reales, como lo son el elemento LB05, LB06 y LB12

También se puede observar que el hueso con registro 74/07, que en la gráfica 4.1 aparece como el elemento más rígido, es el hueso menos resistente, muy por debajo de la media de los demás especímenes de cadáver.

Directamente de la máquina INSTRON®, también se obtienen los datos del desplazamiento máximo en cada prueba. En la gráfica 4.3 se muestra un comparativo del desplazamiento máximo promedio para cada elemento de prueba.



Gráfica 4.3. Comparativo de desplazamiento promedio con datos obtenidos directamente de la máquina de ensayos.

Al igual que en la gráfica 4.1, las magnitudes representadas de desplazamiento, no son del todo representativas, debido a que la geometría de los elementos tampoco se considera. En esta gráfica, nuevamente se aprecia un comportamiento diferente en el espécimen con registro 37-07, pues tuvo un desplazamiento máximo promedio de 0.6841 [mm].

El comportamiento del elemento con registro 37-07, es dispar a los demás tanto en el comparativo de rigidez como en el de desplazamiento. A simple vista si existía diferencia con los demás huesos. Era más delgado, más corto y con una curvatura mayor. Estas diferencias se presentaron debido a que en el fémur de la pierna contraria, este individuo tenía un implante metálico para sujetar la cabeza

del fémur, razón por la cual esa pierna quedo más débil y corta y eso desarrollo un cambio en la marcha del sujeto, lo que derivó en el reacomodo del hueso.

En la figura 4.2, se puede ver ambos fémures del individuo con registro 37-07 y se aprecian claramente las diferencias entre el hueso con implante y el que no lo tiene. Se muestra también otro hueso sano, el cual no muestra la curvatura que tienen los huesos del individuo mencionado.



Figura 4.2. Cambios geométricos en hueso con implante y en hueso contrario (Registro 37-07).

A pesar de las diferencias mencionadas en el hueso anterior, se continuó integrándolo en el estudio, para ver su comportamiento al involucrar el momento de inercia.

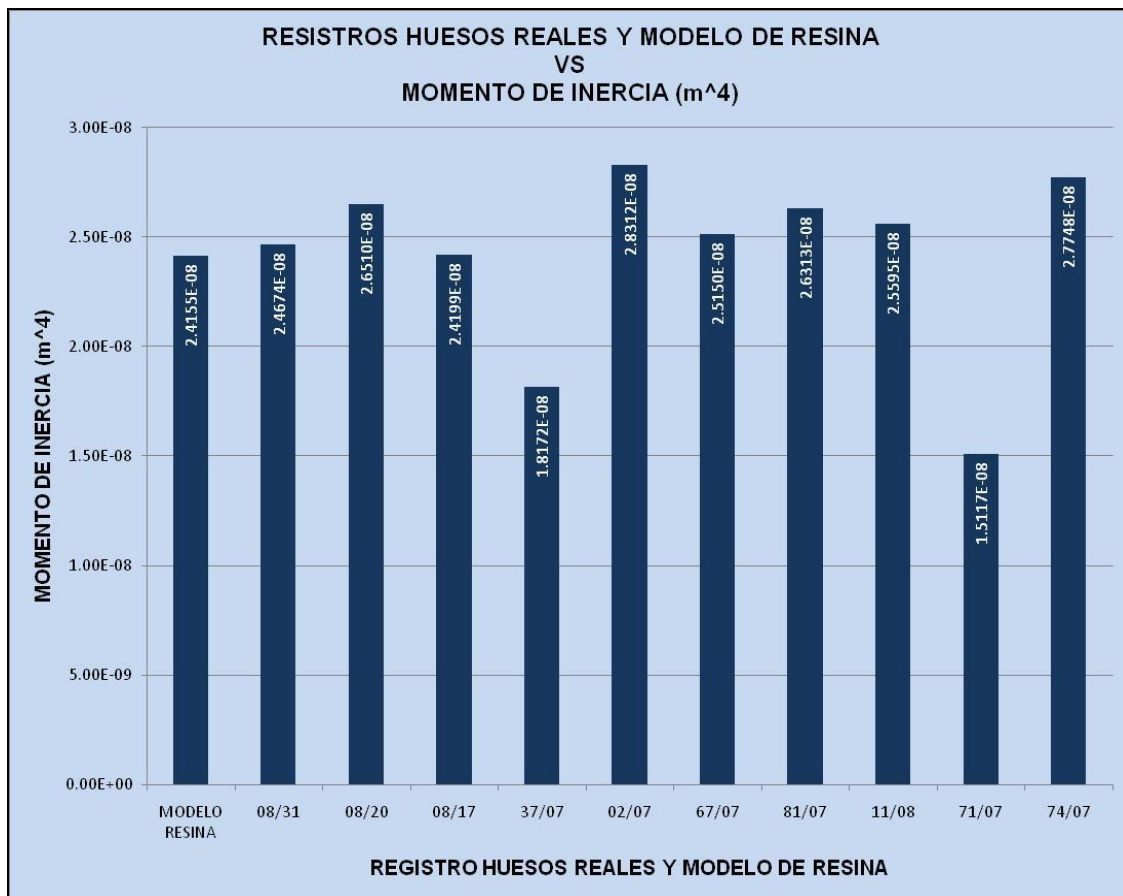
En la gráfica 4.4 se puede observar la diferencia entre cada uno de los elementos del ensayo. En el caso del momento de inercia, solo se compara el de los diferentes huesos reales con el del modelo de resina, pues todos los modelos tienen el mismo momento ya que fueron fabricados con el mismo molde, mientras que para el módulo de elasticidad si se comparan todos los elementos ensayados, debido a que el cálculo del módulo de elasticidad depende de la deflexión o desplazamiento presentado en las pruebas, el cual varió en cada una de ellas, sin importar que fuesen modelos de resina o especímenes de cadáver.

Para la construcción de las gráficas se tomaron los valores calculados de momento de inercia y de módulo de elasticidad que se muestran en la Tabla 3.3 del capítulo anterior.

Como se ha mencionado, el momento de inercia depende de la geometría del hueso, el cual se calcula utilizando la ecuación 3.1, con ayuda de los parámetros medidos en la Tabla 3.2 del capítulo anterior.

Nuevamente se presenta una diferencia notable en el elemento 37-07. Esta diferencia era esperada debido al estado del espécimen.

En este mismo comparativo, también se puede ver la clara diferencia en el cálculo de momento para el espécimen 71-07. En este caso, la diferencia radica en que el hueso fue el más delgado de la muestra, debido únicamente a la complexión del individuo.



Gráfica 4.4. Comparativo de momentos de inercia calculados utilizando datos de Tabla 3.2

El módulo de elasticidad, también llamado módulo de Young, es un parámetro para medir la rigidez de un cuerpo, es la razón entre el incremento del esfuerzo y el cambio correspondiente a la deformación unitaria. Gráficamente, el modulo de elasticidad representa la pendiente de la curva esfuerzo-deformación, obtenida de convertir la carga en esfuerzo y el desplazamiento en deformación. [37 cap III, 39]

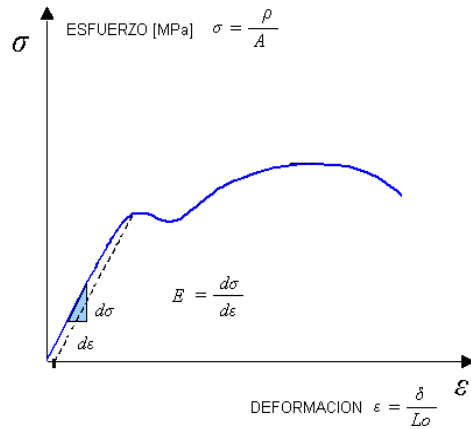
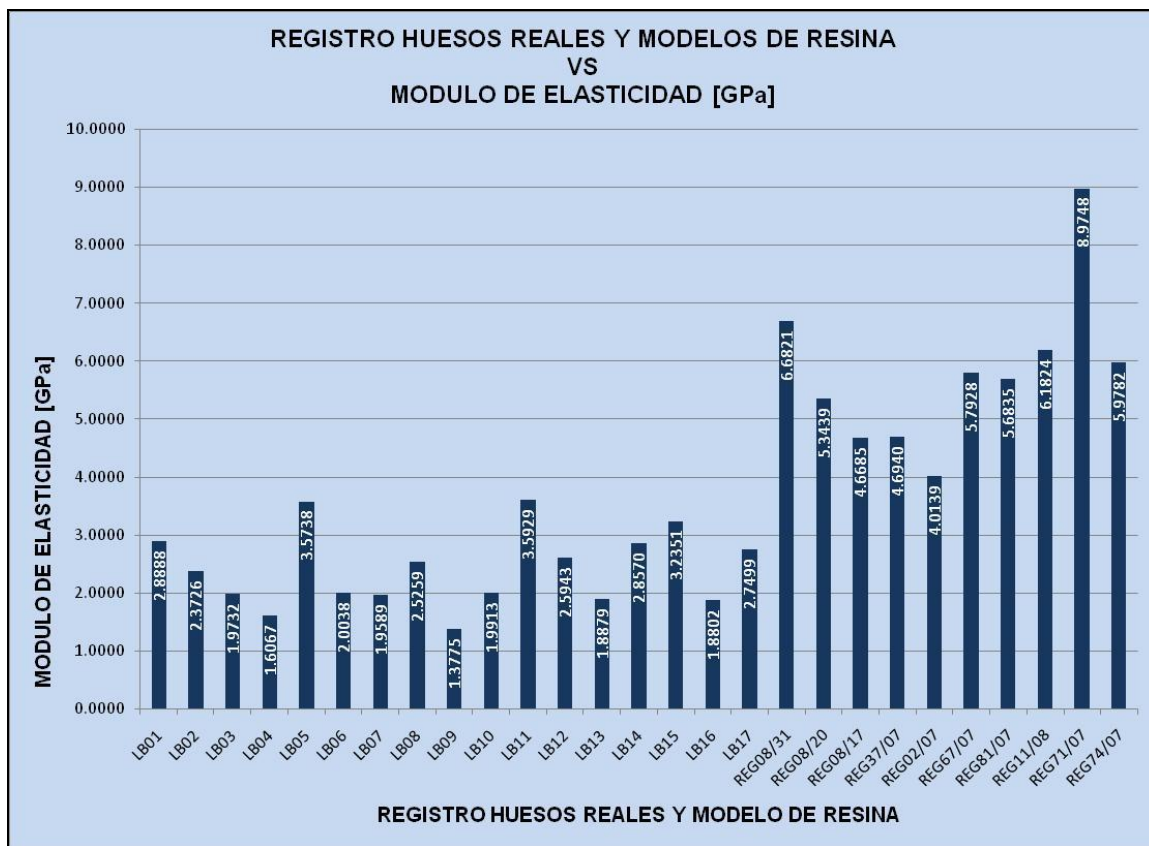


Figura 4.3. Esquema típico de una curva esfuerzo- deformación.

La gráfica 4.5 presenta el comparativo de los módulos de elasticidad promedio calculados para todos los elementos de estudio. En este caso, la geometría de huesos y modelos fue considerada, al involucrar la magnitud del momento de inercia, lo cual deriva en resultados más representativos para este estudio.



Gráfica 4.5. Comparativo de módulos de elasticidad promedio calculados utilizando datos de Tabla 3.2

Se puede ver que los valores del módulo de elasticidad son menores en el caso de las resinas, por lo que fue necesario llevar los resultados a un análisis estadístico para verificar si se obtuvo algún avance significativo en la investigación.

Es importante notar que el espécimen con registro 37-07, que presentó un comportamiento diferente en las graficas anteriores, en ésta se encuentra dentro de la media de los huesos humanos, lo que confirma la necesidad de considerar el factor geométrico para los cálculos realizados.

Antes de comenzar con el analisis ANOVA, fue necesario cambiar la nomenclatura de los huesos y modelos, con el fin de tener un mejor manejo de los mismos. En la siguiente tabla se aprecia la correspondencia de cada uno de los ejemplares con la nueva nomenclatura.

Tabla 4.2. Correspondencias en la nomenclatura de los elementos de ensayo.

MODELOS DE RESINA		HUESOS REALES	
REGISTRO ORIGINAL	NUEVO REGISTRO	REGISTRO ORIGINAL	NUEVO REGISTRO
LB01	RESINA 1	08/31	HUESO FRESCO
LB02	RESINA 2	08/20	FIJADO 1
LB03	RESINA 3	08/17	FIJADO 2
LB04	RESINA 4	37/07	FIJADO 3
LB05	RESINA 5	02/07	FIJADO 4
LB06	RESINA 6	67/07	FIJADO 5
LB07	RESINA 7	81/07	FIJADO 6
LB08	RESINA 8	11/08	FIJADO 7
LB09	RESINA 9	71/07	FIJADO 8
LB10	RESINA 10	74/07	FIJADO 9
LB11	RESINA 11	/	/
LB12	RESINA 12	/	/
LB13	RESINA 13	/	/
LB14	RESINA 14	/	/
LB15	RESINA 15	/	/
LB16	RESINA 16	/	/
LB17	RESINA 17	/	/

Una vez modificada la nomenclatura, fue necesario crear una tabla, con el fin de aplicar el ANOVA, por medio del software SPSS. Esta tabla debió incluir las variables que existen en cada elemento de estudio y que pudiesen afectar el módulo de elasticidad en cada uno de los cinco ensayos que se realizaron por hueso o modelo, como lo son la talla, peso, edad, longitud diafisaria y tiempo de fijado a la prueba; además de incluir a que grupo y subgrupo pertenece cada elemento de prueba.

En el caso de los modelos de resina el tiempo de fijado a la prueba, se consideró el tiempo que tenía el hueso al momento en el que se fabricó el molde para reproducirlo.

Tabla 4.3. Datos de uno de los huesos frescos para ANOVA.

PRUEBA	REG	NUEVA NOMENCLATURA	TALLA (m)	PESO (Kg)	EDAD (AÑOS)	LONGITUD DIAFISIARIA (m)	TIEMPO DE FIJADO A LA PRUEBA (DIAS)	GPO	MÓDULO DE ELASTICIDAD (GPa)	SUB GPO
1	08/31	HUESO FRESCO	1.72	80	55	0.28	0	1	6.6205	1
2	08/31	HUESO FRESCO	1.72	80	55	0.28	0	1	6.7016	1
3	08/31	HUESO FRESCO	1.72	80	55	0.28	0	1	6.7046	1
4	08/31	HUESO FRESCO	1.72	80	55	0.28	0	1	6.7023	1
5	08/31	HUESO FRESCO	1.72	80	55	0.28	0	1	6.6817	1

Tabla 4.4. Datos de uno de los huesos tratados para ANOVA.

PRUEBA	REG	NUEVA NOMENCLATURA	TALLA (m)	PESO (Kg)	EDAD (AÑOS)	LONGITUD DIAFISIARIA (m)	TIEMPO DE FIJADO A LA PRUEBA (DIAS)	GPO	MÓDULO DE ELASTICIDAD (GPa)	SUB GPO
1	08/20	FIJADO 1	1.6	70	37	0.28	104	1	5.2120	2
2	08/20	FIJADO 1	1.6	70	37	0.28	104	1	5.4391	2
3	08/20	FIJADO 1	1.6	70	37	0.28	104	1	5.3834	2
4	08/20	FIJADO 1	1.6	70	37	0.28	104	1	5.3656	2
5	08/20	FIJADO 1	1.6	70	37	0.28	104	1	5.3192	2

Tabla 4.5. Datos de uno de los modelos de resina para ANOVA.

PRUEBA	REG	NUEVA NOMENCLATURA	TALLA (m)	PESO (Kg)	EDAD (AÑOS)	LONGITUD DIAFISIARIA (m)	TIEMPO DE FIJADO A LA PRUEBA (DIAS)	GPO	MÓDULO DE ELASTICIDAD (GPa)	SUB GPO
1	LB01	RESINA 1	1.7	80	40	0.33	180	1	2.8239	3
2	LB01	RESINA 1	1.7	80	40	0.33	180	1	3.1635	3
3	LB01	RESINA 1	1.7	80	40	0.33	180	1	2.8305	3
4	LB01	RESINA 1	1.7	80	40	0.33	180	1	2.7148	3
5	LB01	RESINA 1	1.7	80	40	0.33	180	1	2.9115	3

Una vez que los datos fueron ingresados al ANOVA, primero se obtuvo un listado de valores descriptivos con respecto a la media de cada elemento, considerando una muestra N=5 para cada uno, como se puede ver en la siguiente tabla.

Tabla 4.6. Estadísticos descriptivos de cada elemento.

		Descriptivos								
MÓDULO DE ELASTICIDAD (GPa)						Intervalo de confianza para la media al 95%				
		N	Media	Desviación típica	Error típico	Límite inferior	Límite superior	Mínimo	Máximo	Varianza entre componentes
HUESO FRESCO		5	6.682136	.0356689	.0159516	6.637847	6.726425	6.6205	6.7046	
FIJADO 1		5	5.343862	.0852811	.0381389	5.237971	5.449752	5.2120	5.4391	
FIJADO 2		5	4.668481	.0932421	.0416991	4.552705	4.784256	4.5377	4.7875	
FIJADO 3		5	4.693977	.0946969	.0423497	4.576396	4.811559	4.5863	4.8266	
FIJADO 4		5	4.013885	.0373935	.0167229	3.967455	4.060316	3.9784	4.0694	
FIJADO 5		5	5.792847	.0935197	.0418233	5.676727	5.908967	5.6855	5.9264	
FIJADO 6		5	5.683506	.3995542	.1786861	5.187394	6.179618	5.1726	6.1624	
FIJADO 7		5	6.182398	.1220266	.0545720	6.030882	6.333915	5.9664	6.2620	
FIJADO 8		5	8.974822	.1457712	.0651909	8.793823	9.155821	8.7141	9.0456	
FIJADO 9		5	5.978154	.0323211	.0144544	5.938022	6.018286	5.9303	6.0095	
RESINA 1		5	2.888849	.1687275	.0754572	2.679346	3.098352	2.7148	3.1635	
RESINA 2		5	2.372583	.1926726	.0861658	2.133348	2.611818	2.1984	2.5947	
RESINA 3		5	1.973234	.0679425	.0303848	1.888873	2.057596	1.8753	2.0412	
RESINA 4		5	1.606712	.1388783	.0621082	1.434272	1.779152	1.4350	1.7571	
RESINA 5		5	3.573836	.5390385	.2410654	2.904531	4.243140	2.8351	4.0547	
RESINA 6		5	2.003759	.1326207	.0593098	1.839088	2.168429	1.8501	2.1394	
RESINA 7		5	1.958857	.0487645	.0218081	1.898308	2.019406	1.8793	1.9937	
RESINA 8		5	2.525861	.2641115	.1181143	2.197923	2.853799	2.2595	2.8651	
RESINA 9		5	1.377519	.0807711	.0361219	1.277228	1.477809	1.2556	1.4671	
RESINA 10		5	1.991298	.1267123	.0566674	1.833964	2.148632	1.7669	2.0732	
RESINA 11		5	3.592938	.1652009	.0738801	3.387814	3.798062	3.3770	3.7582	
RESINA 12		5	2.594308	.2370258	.1060012	2.300002	2.888615	2.1959	2.7591	
RESINA 13		5	1.887870	.0361358	.0161604	1.843001	1.932738	1.8552	1.9482	
RESINA 14		5	2.856999	.1065630	.0476564	2.724684	2.989315	2.7229	2.9743	
RESINA 15		5	3.235126	.2611042	.1167693	2.910923	3.559330	2.9025	3.5431	
RESINA 16		5	1.880232	.0485120	.0216952	1.819996	1.940467	1.7968	1.9172	
RESINA 17		5	2.749919	.1301099	.0581869	2.588366	2.911472	2.5534	2.8891	
Total		135	3.669777	1.9012188	.1636309	3.346143	3.993410	1.2556	9.0456	
Modelo	Efectos fijos			.1834978	.0157930	3.638472	3.701081			
	Efectos aleatorios				.3700790	2.909068	4.430485			3.6911448

Los resultados obtenidos del análisis estadístico se agruparon en catorce diferentes subgrupos homogéneos conformados por los modelos de resina o huesos reales; donde, para los cálculos del módulo de elasticidad, no existe diferencia significativa entre si, como se muestra en la tabla 4.7.

Se puede apreciar que el elemento más rígido es el del hueso fijado 8 mientras que los elementos con menor rigidez son las resinas 9 y 4.

En el caso de los modelos de resina, se esperaba un comportamiento variado con respecto a la rigidez, pues se trata de diferentes porcentajes en los elementos que los constituyen, así como en el refuerzo utilizado, aunque existe un subgrupo en el que se encuentra el 50% de las resinas.

Sin embargo sí se encontraron algunas combinaciones de resina que tienen un módulo de elasticidad significativamente similar al de uno de los huesos reales, como en el caso de las resinas 5 y 11 con el hueso fijado 4 como se muestra en la tabla 4.7, que se encuentran dentro del subgrupo 8, sin dejar de mencionar que esta similitud se presenta entre el hueso con menor rigidez y las resinas con valores más alto.

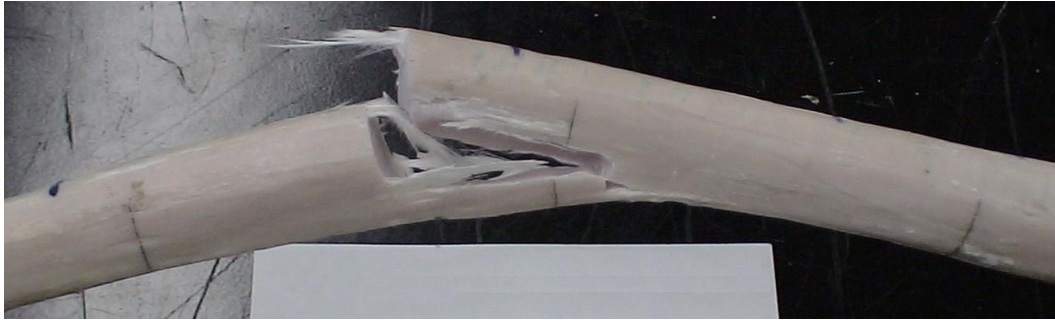
Tabla 4.7. Medias de subgrupos en subconjuntos homogéneos.

MÓDULO DE ELASTICIDAD (GPa)		Subconjunto para alfa = .05													
GRUPO	N	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
		1.377519	1.606712	1.606712	1.606712	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232
HSD de Tukey ^a	5	1.377519	1.606712	1.606712	1.606712	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232
RESINA 9	5	1.606712	1.606712	1.606712	1.606712	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232
RESINA 4	5	1.606712	1.606712	1.606712	1.606712	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232
RESINA 16	5	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.958857	1.958857	1.958857	1.958857	1.958857	1.958857	1.958857	1.958857	1.958857	1.958857
RESINA 13	5	1.860232	1.860232	1.860232	1.860232	1.958857	1.958857	1.958857	1.958857	1.958857	1.958857	1.958857	1.958857	1.958857	1.958857
RESINA 7	5	1.958857	1.958857	1.958857	1.958857	1.973234	1.973234	1.973234	1.973234	1.973234	1.973234	1.973234	1.973234	1.973234	1.973234
RESINA 3	5	1.958857	1.958857	1.958857	1.958857	1.973234	1.973234	1.973234	1.973234	1.973234	1.973234	1.973234	1.973234	1.973234	1.973234
RESINA 10	5	1.973234	1.973234	1.973234	1.973234	1.991298	1.991298	1.991298	1.991298	1.991298	1.991298	1.991298	1.991298	1.991298	1.991298
RESINA 6	5	1.991298	1.991298	1.991298	1.991298	2.003759	2.003759	2.003759	2.003759	2.003759	2.003759	2.003759	2.003759	2.003759	2.003759
RESINA 2	5	2.003759	2.003759	2.003759	2.003759	2.372583	2.372583	2.372583	2.372583	2.372583	2.372583	2.372583	2.372583	2.372583	2.372583
RESINA 8	5	2.372583	2.372583	2.372583	2.372583	2.525861	2.525861	2.525861	2.525861	2.525861	2.525861	2.525861	2.525861	2.525861	2.525861
RESINA 12	5	2.525861	2.525861	2.525861	2.525861	2.594308	2.594308	2.594308	2.594308	2.594308	2.594308	2.594308	2.594308	2.594308	2.594308
RESINA 17	5	2.594308	2.594308	2.594308	2.594308	2.749919	2.749919	2.749919	2.749919	2.749919	2.749919	2.749919	2.749919	2.749919	2.749919
RESINA 14	5	2.749919	2.749919	2.749919	2.749919	2.856999	2.856999	2.856999	2.856999	2.856999	2.856999	2.856999	2.856999	2.856999	2.856999
RESINA 1	5	2.856999	2.856999	2.856999	2.856999	2.888849	2.888849	2.888849	2.888849	2.888849	2.888849	2.888849	2.888849	2.888849	2.888849
RESINA 15	5	2.888849	2.888849	2.888849	2.888849	3.235126	3.235126	3.235126	3.235126	3.235126	3.235126	3.235126	3.235126	3.235126	3.235126
RESINA 5	5	3.235126	3.235126	3.235126	3.235126	3.573836	3.573836	3.573836	3.573836	3.573836	3.573836	3.573836	3.573836	3.573836	3.573836
RESINA 11	5	3.573836	3.573836	3.573836	3.573836	3.592938	3.592938	3.592938	3.592938	3.592938	3.592938	3.592938	3.592938	3.592938	3.592938
FIJADO 4	5	3.592938	3.592938	3.592938	3.592938	4.013885	4.013885	4.013885	4.013885	4.013885	4.013885	4.013885	4.013885	4.013885	4.013885
FIJADO 2	5	4.013885	4.013885	4.013885	4.013885	4.668481	4.668481	4.668481	4.668481	4.668481	4.668481	4.668481	4.668481	4.668481	4.668481
FIJADO 3	5	4.668481	4.668481	4.668481	4.668481	5.343862	5.343862	5.343862	5.343862	5.343862	5.343862	5.343862	5.343862	5.343862	5.343862
FIJADO 1	5	5.343862	5.343862	5.343862	5.343862	5.683506	5.683506	5.683506	5.683506	5.683506	5.683506	5.683506	5.683506	5.683506	5.683506
FIJADO 6	5	5.683506	5.683506	5.683506	5.683506	5.792847	5.792847	5.792847	5.792847	5.792847	5.792847	5.792847	5.792847	5.792847	5.792847
FIJADO 5	5	5.792847	5.792847	5.792847	5.792847	5.978154	5.978154	5.978154	5.978154	5.978154	5.978154	5.978154	5.978154	5.978154	5.978154
FIJADO 9	5	5.978154	5.978154	5.978154	5.978154	6.182398	6.182398	6.182398	6.182398	6.182398	6.182398	6.182398	6.182398	6.182398	6.182398
FIJADO 7	5	6.182398	6.182398	6.182398	6.182398	6.682136	6.682136	6.682136	6.682136	6.682136	6.682136	6.682136	6.682136	6.682136	6.682136
HUESO FRESCO	5	6.682136	6.682136	6.682136	6.682136	8.974822	8.974822	8.974822	8.974822	8.974822	8.974822	8.974822	8.974822	8.974822	8.974822
FIJADO 8	5	8.974822	8.974822	8.974822	8.974822	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
Sig.	5	1.000	1.000	1.000	1.000	.965	.142	.097	.213	.279	.210	.305	.051	1.000	8.974822

Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

a. Usa el tamaño muestral de la media armónica = 5.000.

También es importante mencionar que en los ensayos destructivos se mantuvo un patrón de fractura tanto en huesos reales como en los modelos, pues se presentaban fracturas oblicuas cortas, iniciando en el tercio medio del hueso o modelo y teniendo corrimiento hacia el tercio distal como se puede ver en la siguiente figura.



a)



b)

Figura 4.4. Fractura oblicua corta. a) Modelo de resina y b) hueso humano.

La similitud entre las fracturas, permite afirmar la reproducibilidad de las pruebas y con ello tener mayor confianza en los resultados obtenidos. Esto es fundamental cuando se trabaja con materiales orgánicos, pues en esos casos la fractura no solo depende de la concentración de esfuerzos si no de la humedad y la estructura de las muestras; así que el tener un patrón similar de fractura permite descartar las variables mencionadas.

V

Conclusiones y trabajo futuro.

5.1 Conclusiones

Como se ha mencionado, la presente tesis es parte de un protocolo más amplio de investigación; sin embargo, con la terminación de esta etapa, se obtuvieron resultados importantes que servirán para el desarrollo de las siguientes etapas del proyecto.

Se comprobó que para las pruebas con material orgánico, los ensayos a flexión a cuatro puntos en comparación con los ensayos a flexión a tres puntos, se tiene un mayor control de las pruebas, pues con cuatro puntos de apoyo se reduce la probabilidad de movimiento de la muestra y como consecuencia se obtienen lecturas de resultados más precisas.

Para decidir la posición en la que serían ensayados los fémures se llevaron a cabo pruebas en diferentes posiciones, y se encontró que la posición antero-posterior es la que reproduce el modo de carga del fémur cuando un individuo apoya su peso sobre el miembro pélvico involucrado.

El método experimental fue desarrollado con base en estudios similares reportados en la literatura especializada, así como en la experiencia previa del grupo de investigación del Laboratorio de Biomecánica del INR en ensayos de distintos tipos de hueso. De esta forma se estableció la posición de los fémures, los puntos de apoyo de la carga, la precarga y la carga máxima empleada en los ensayos.

Principalmente, se cumplió con el objetivo de la etapa, se logró reducir significativamente el número de combinaciones probables de resina que pudiesen tener un comportamiento similar al de los huesos humanos. De diecisiete combinaciones originales, se llegó a tener solo dos.

Con la aplicación de la prueba estadística ANOVA, y utilizando un nivel de significancia de 0.05 para ello, se puede decir que entre las resinas 5 y 11 y el hueso fijado 4 (REG 02/07) no existe una diferencia estadísticamente significativa.

Al tratarse de un desarrollo experimental en el cual no se conocían las composiciones de los modelos, una vez obtenido el par de combinaciones de

resina mencionadas, fueron mostradas las características de las mismas, las cuales se conformaban de la siguiente manera:

- *Resina 11.* Formada por 70% de resina de uso general (350 ml) y 30% de resina flexible (150 ml), reforzada con fibra de vidrio en petatillo e 7 hilos.
- *Resina 5.* Formada de 50 % de resina de uso general (250 ml) y 50% de resina flexible (250 ml), sin refuerzo de fibra de vidrio.

Con base en estas dos resinas de diferente composición, se podrá obtener una nueva combinación para continuar la investigación. En el caso de la resina 11, se esperaba que fuera la más resistente debido a su composición y al refuerzo que presenta, mientras que, por otra parte no se esperaba que la resina 5, que no tiene refuerzo, se comportara de esta manera.

Las variaciones encontradas en los ensayos realizados se deben en parte a fallas en la elaboración de los modelos, pues al incluir algún tipo de refuerzo, todos los modelos presentaron burbujas o huecos, que no permitieron la homogenización del material.

En el caso de la resina 5 se comportó con una rigidez mayor debido a que al no tener refuerzos de fibra de vidrio, logró una mejor homogenización y con ello evitó la aparición de burbujas que la pudieran volver más frágil.

En el montaje de las muestras es importante destacar que en los ensayos con especímenes humanos se facilitaron debido al uso de gasas en los puntos de apoyo, pues con ello se previno cualquier tipo de desplazamiento horizontal durante las pruebas, ya que los huesos cadavéricos, tanto frescos como fijados, contienen elementos orgánicos que reducen su coeficiente de fricción.

Para este tipo de ensayos, las diferencias entre los huesos de cadáver frescos y fijados no son relevantes en los resultados, pues su comportamiento mecánico así como los resultados obtenidos del análisis indican que los diez huesos humanos se repartieron en siete subgrupos, lo que quiere decir que entre los especímenes de cadáver existe una heterogeneidad independientemente de su estado, sea fresco o tratado.

Por otro lado, en el desarrollo de los ensayos el manejo de las muestras fue muy distinto, ya que los especímenes frescos deben ser ensayados inmediatamente que se reciben, antes de que inicien su proceso de descomposición; mientras que los huesos tratados pueden permanecer mucho tiempo a temperatura ambiente.

En lo correspondiente al tipo de fracturas presentadas en los ensayos llevados a la ruptura, en la figura 4.8 del capítulo anterior se aprecia una clara similitud entre las fracturas provocadas en los modelos de resina como en los especímenes humanos, y a su vez, con las reportadas en la literatura como fracturas antero-posteriores de fémur.

Este hecho confirma el buen funcionamiento del dispositivo de sujeción. De igual forma se puede apreciar en las gráficas de los ensayos la reproducibilidad de las pruebas y se puede permitir descartar la variación de otras propiedades de los especímenes, como lo pueden ser la humedad o el tiempo de tratamiento.

5.1 Trabajo futuro

En este trabajo de tesis se propusieron diecisiete formulaciones de resina y se ensayaron a flexión en cuatro puntos.

Considerando el valor de la rigidez calculada, se eligieron las dos formulaciones más cercanas al comportamiento del hueso.

Con base en estas dos resinas se deberá ahora crear una nueva formulación que combine ambos tipos de materiales.

Una vez obtenida esta combinación, se deben construir por lo menos veinte replicas de hueso, con el fin de realizar nuevamente los ensayos a flexión a cuatro puntos en posición antero-posterior, aunados a los ensayos en posición medial lateral, además de llevarlos a la ruptura en ambas posiciones.

Se deben llevar a cabo un mínimo de cinco ensayos por cada posición, tanto para pruebas limitadas, como en pruebas destructivas, debido a que el manejo estadístico requiere por lo menos una muestra de cinco ensayos de cada tipo para tener un resultado confiable.

Al tener una muestra suficiente de cada prueba, en esta etapa se podrá considerar la resistencia máxima, además de los módulos de elasticidad.

Se debe de construir un nuevo molde de silicón, el cual pueda reproducir modelos huecos, que representen el canal medular del hueso. Esto es importante pues se pretende trabajar con estos modelos para realizar pruebas en implantes ortopédicos que requieren del canal medular para su colocación. Además que de esta forma se tendrían modelos más similares a los huesos humanos.

Otra etapa de la investigación consiste en realizar las pruebas a compresión con carga limitada y pruebas destructivas, por lo que actualmente se trabaja en el diseño del dispositivo de acoplamiento que se utilizara para realizar estos ensayos en la maquina universal INSTRON.

También, será necesario realizar el mismo procedimiento de ensayo en modelos de tibia fabricados con la resina obtenida; cabe mencionar que el molde para fabricar tibias, así como el de otros huesos, fueron tomados del mismo individuo, con el fin de realizar pruebas con arreglos que involucren dos o más huesos. Estos modelos de tibia, deben ser ensayados a flexión a cuatro puntos en posiciones antero- posterior, medial-lateral, así como a compresión,

tanto en pruebas limitadas como en destructivas, utilizando los dispositivos de acoplamiento creados para los modelos de fémur.

Como parte final de este proyecto, se realizarán pruebas a compresión en un arreglo fémur-implante- tibia, pues el objetivo principal del protocolo es probar experimentalmente el rediseño de un implante ortopédico para el tratamiento de tumores de rodilla.

Para probar este implante y muchos otros es de gran ayuda la fabricación de modelos de resina confiables, los cuales pueden ser almacenados y manejados sin complicaciones a diferencia de los reales, aunado a que con los modelos se elimina principalmente la variable geométrica que existiría si se usaran huesos humanos, además de que la reproducibilidad sería mucho más precisa.

ANEXO

1

MOLDES Y MODELOS

Elaboración de huesos sintéticos.

Elaboración de molde de silicón.

Material:

- Hueso humano
- Plastilina
- Base de madera
- Espátula
- Polisil
- Tornillos con tuerca
- Silicón
- Acelerador
- Cabosil
- Fibra de vidrio
- Taladro
- Broca
- Bata
- Gafas de seguridad
- Guantes
- Mascarilla con carbón activado

Procedimiento:

1. Al modelo (hueso) se le aplica polisil (lubricante).
2. Sobre la madera se elabora una base de plastilina cubriendo solamente la mitad del modelo (hueso) en forma longitudinal y elaborando unos canales sobre la misma plastilina que sirven como referencia para la segunda parte del molde, de tal manera que la mitad del hueso quede descubierto.
3. Se prepara el silicón, con el porcentaje de acelerador que indica el fabricante y se aplica la primera capa de silicón cubriendo la parte del hueso así como los bordes de plastilina, dejando suficiente tiempo para que el silicón llegue a punto de gel.
4. Se aplican de la misma forma que la primera, de ocho a diez capas de resina poliéster.

5. Para preparar la última capa de silicón, se agrega cabosil suficiente para que tenga la viscosidad deseada.
6. Se le aplica el acelerador que el fabricante recomienda, se mezcla.
7. Se aplica la fibra de vidrio tipo colchoneta encima de la última capa de silicón, impregnándola con el silicón antes preparado.
8. Dejar curar.
9. Retirar la plastilina del resto del modelo (hueso) sin desprender la parte del molde que se ha construido.
10. De igual forma que en el punto 2, se prepara el silicón con el porcentaje de acelerador y se aplica la primera capa de la segunda parte del molde, cubriendo la parte del hueso así como los bordes, ahora del molde de silicón ya elaborado, dejando suficiente tiempo para que llegue a punto de gel.
11. Se realizan nuevamente los pasos 3, 4, 5, 6, 7.
12. Antes de abrir el molde, se taladra en el contorno o bordes del molde de tal manera que tenga puntos de referencia para que en el momento de unir las dos partes del molde se pueden mantener fijas y aplicar presión.
13. Abrir el molde cuidadosamente dejando entrar lentamente el aire.
14. Desmolda cuidadosamente sacando el modelo (hueso).
15. Aplicar polisil a las superficies de silicón (interior), cerrar y atornillar el molde.
16. Almacenarlo en un lugar limpio.

Elaboración de huesos sintéticos

Material:

- Molde de silicón
- Tornillos con tuerca
- Balanza analítica
- Copas plásticas graduadas
- Agitadores
- Resina poliéster de uso general M30
- Resina poliéster flexible MF300
- Monómero de estireno
- Calcita (carbonato de calcio)
- Cabosil
- Cobalto
- Catalizador (metil-etil-cetona)
- Fibra de vidrio petatillo
- Fibra de vidrio filamento
- Bata
- Gafas de seguridad
- Guantes
- Mascarilla con carbón activado

Hueso sintético con refuerzo de fibra de vidrio tipo filamento.

Procedimiento:

1. Aplicar polisil al interior del molde de hueso.
2. Cerrar el molde y atornillarlo, ejerciendo presión de tal manera que se asegure que no se saldrá la resina al vaciarla.
3. Calcular el volumen de resina para elaborar el hueso.
4. Medir en la balanza analítica las proporciones de resina de uso general y flexible.
5. Mezclar resinas, hasta que dicha mezcla sea homogénea.
6. Medir con la balanza analítica el peso en gramos de la mezcla obtenida.

7. En base al peso en gramos obtenido, calcular el porcentaje de monómero de estireno que se requiere y pesarlo.
8. Agregar el monómero de estireno calculado, a la mezcla de resinas.
9. Mezclar hasta que sea homogénea.
10. Medir el peso en gramos de la mezcla obtenida, y en base a este dato calcular el porcentaje de calcita (carga).
11. Agregar la calcita a la mezcla obtenida y revolver en forma homogénea.
12. Medir en gramos la mezcla obtenida.
13. Medir la cantidad de compuesto obtenido (mezcla de resinas con monómero de estireno y calcita), en mililitros necesarios para llenar el molde del hueso y también su peso en gramos correspondiente.
14. En base al peso en gramos calcular la cantidad de cobalto y acelerador según las recomendaciones del fabricante y fuente primaria.
15. Medir en gramos la cantidad de fibra de vidrio en filamento.
16. Una vez teniendo la cantidad de compuesto obtenido en mililitros y gramos correspondientes para llenar el molde, se le agrega el cobalto calculado y se mezcla en forma homogénea.
17. Agregar la fibra de vidrio, mezclando.
18. Agregar el acelerador calculado y volver a mezclar.
19. Mantener el molde en forma vertical con la cavidad del molde hacia arriba y realizar el proceso de vaciado.
20. Inspeccionar manualmente para cuando esté a punto de gel.
21. Cuando esté a punto de gel, abrir el molde y retirar solamente una pieza del molde y dejar reposar la segunda parte, con el hueso obtenido dentro, hasta que baje mas la temperatura por efecto de la exotermia.
22. Esperar hasta que haya terminado el proceso de curado.
23. Sacar cuidadosamente el hueso y clasificarlos.

Hueso sintético con refuerzo de fibra de vidrio tipo petatillo.

Procedimiento:

1. Aplicar polisil al interior del molde.
2. Mantener abierto el molde.
3. Calcular el volumen de resina para elaborar el hueso.
4. Medir en la balanza analítica las proporciones de resina de uso general y flexible.
5. Mezclar las resinas, hasta que dicha mezclas sea homogénea.
6. Medir con la balanza analítica el peso en gramos de la mezcla obtenida.
7. En base al peso en gramos obtenido calcular el porcentaje de monómero de estireno que se requiere y pesarlo.
8. Agregar el monómero de estireno calculado, a la mezcla de resinas.
9. Mezclar hasta que sea homogénea.
10. Medir el peso en gramos de la mezcla obtenida y en base a este dato calcular el porcentaje de calcita (carga).
11. Agregar la calcita a la mezcla obtenida y revolver en forma homogénea.

Preparación de la capa de fibra de vidrio tipo petatillo sobre las superficies interiores del molde.

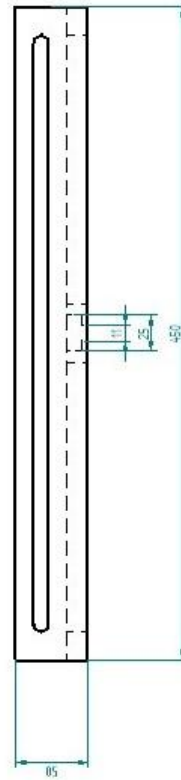
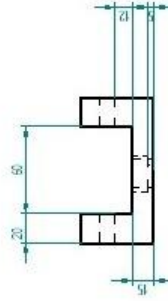
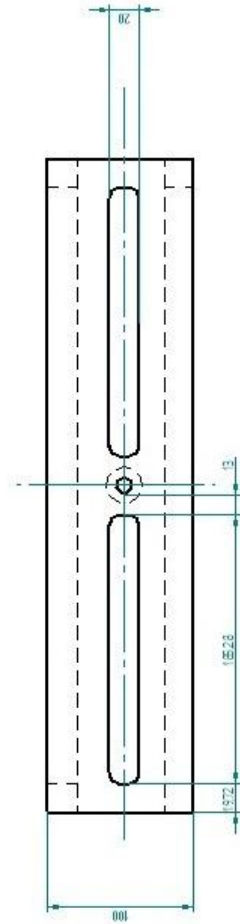
1. Tomar una porción suficiente de la mezcla obtenida en el paso 11 (mezcla de resinas con monómero de estireno y calcita) para impregnar la capa de fibra de vidrio tipo petatillo.
2. Agregarle suficiente cabosil para obtener una mezcla más viscosa.
3. Medir en gramos la mezcla obtenida.
4. Calcular la cantidad de cobalto y acelerador.
5. Cortar los hilos de fibra de vidrio de longitud igual al largo del fémur.

6. Agregarle el cobalto calculado al compuesto de resina y mezclar.
7. Agregar el catalizador calculado y mezclar.
8. Impregnar de este compuesto de resina el interior del molde abierto.
9. Acomodar los hilos de fibra de vidrio a lo largo del molde, hasta llegar a la forma de la cabeza del fémur siguiendo su arquitectura.
10. Terminar de impregnar la capa de fibra de vidrio con el compuesto de resina.
11. Cerrar el molde y atornillarlo.
12. Medir la cantidad de mezcla obtenida en el paso 11, en mililitros necesarios para llenar el molde del hueso y también su peso en gramos correspondiente.
13. En base al peso en gramos calcular la cantidad de cobalto y acelerador según las recomendaciones del fabricante y fuente primaria.
14. Medir en gramos la cantidad de fibra de vidrio.
15. Una vez teniendo la cantidad de compuesto obtenido en mililitros y gramos correspondientes para llenar el molde, se agrega el cobalto calculado y se mezcla de forma homogénea.
16. Agregar la fibra de vidrio.
17. Agregar el acelerador calculado y mezclar.
18. Mantener el molde de forma vertical con la cavidad del molde hacia arriba y realizar el proceso de vaciado.
19. Inspeccionar manualmente para cuando esté a punto de gel.
20. Abrir el molde y retirar solo una pieza del molde y dejar reposar, hasta que baje la temperatura.
21. Esperar a que termine el proceso de curado.
22. Sacar el hueso y clasificarlo.

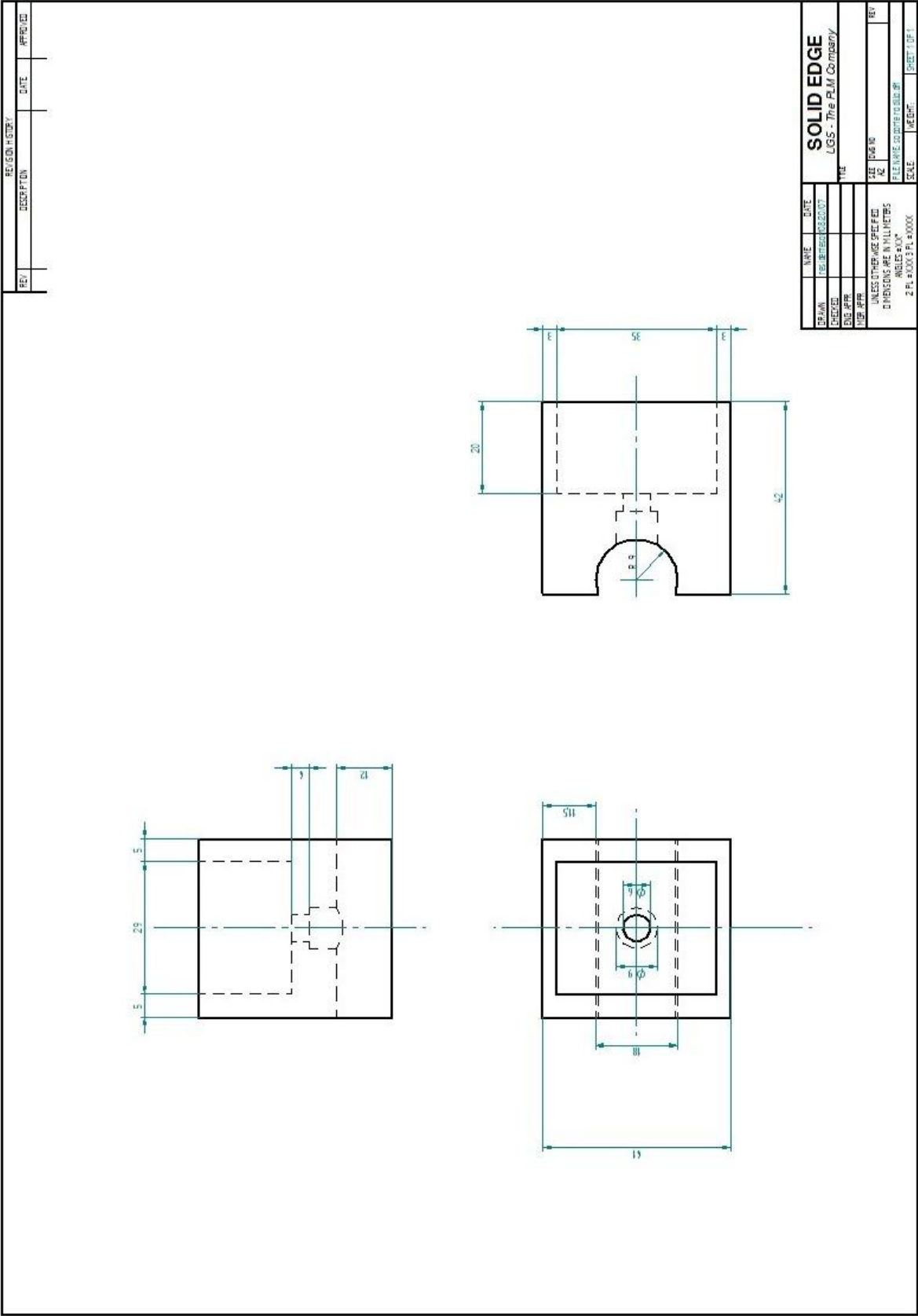
ANEXO

2

PLANOS

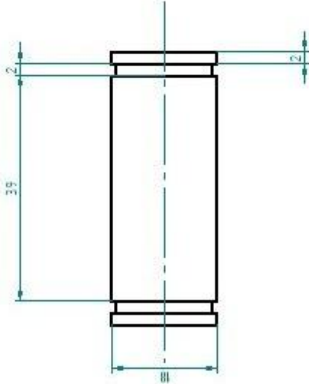
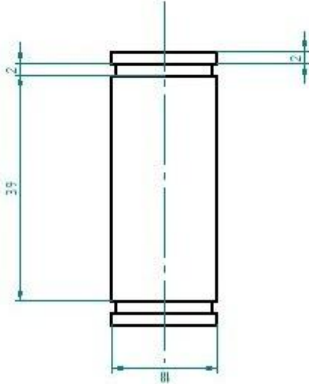


NAME	DATE
DESIGN	180101000000000000
CHECKED	
ENG APP	
MGR APP	
TITLE	
SOLID EDGE UGS - The PLM Company	



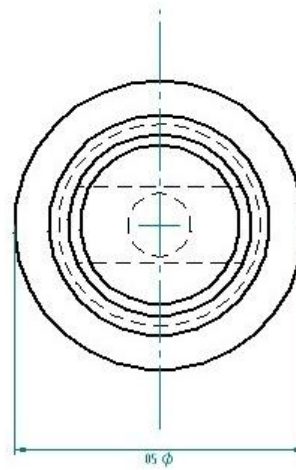
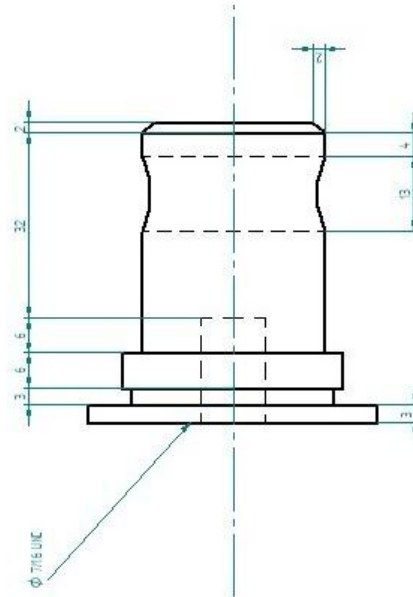
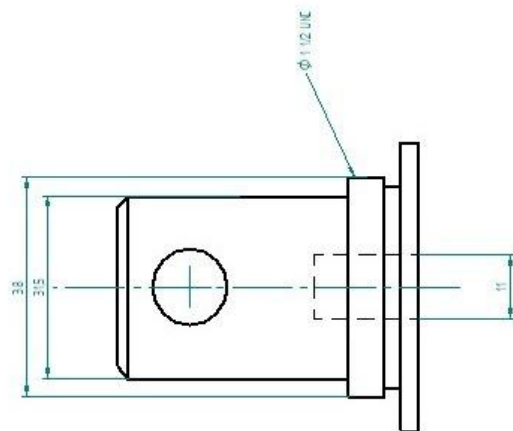
REV		DESCRIPTION	DATE	APPROVED
REVISION HISTORY				



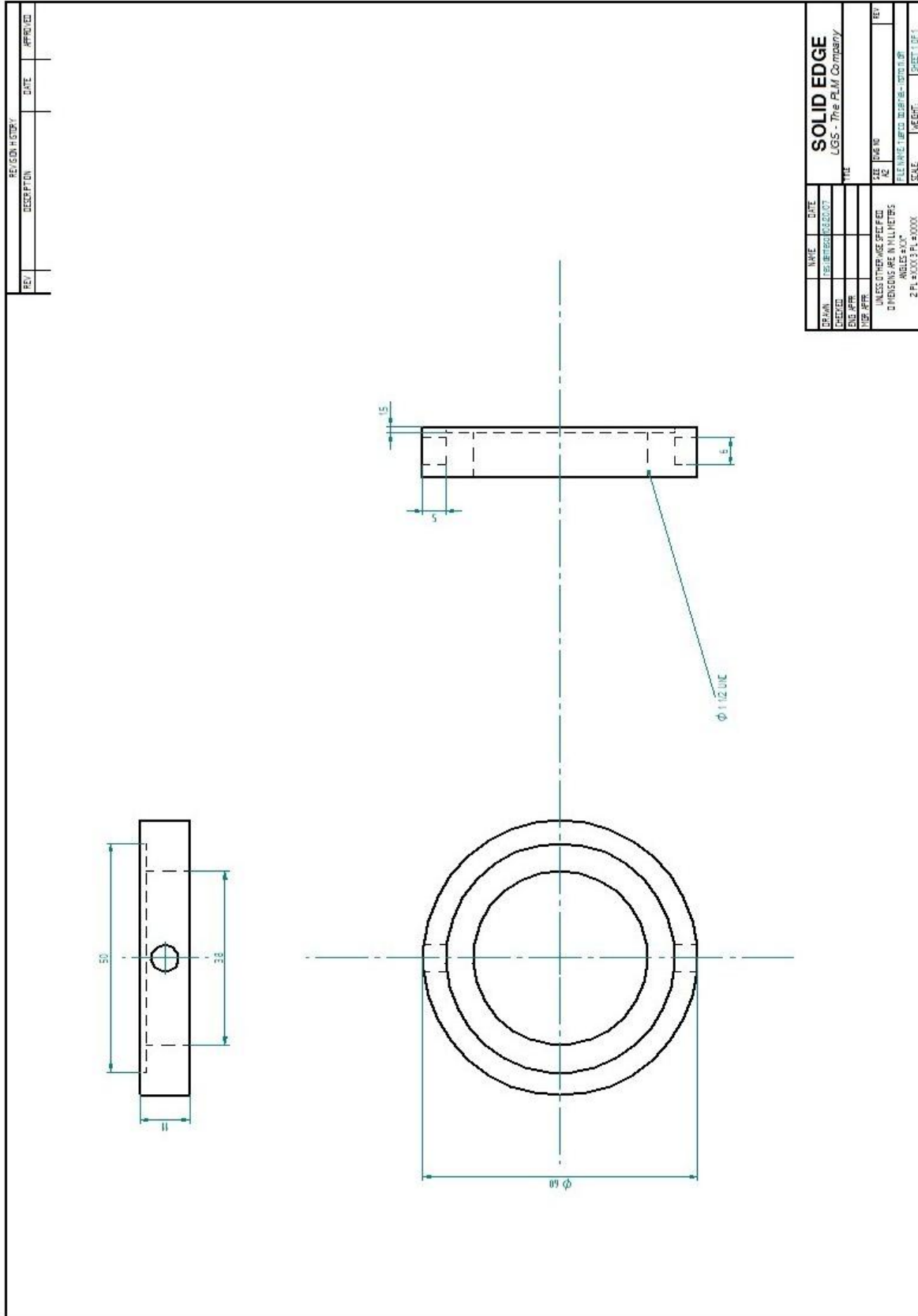




DRAWN	CHECKED	DATE	DATE	DATE	DATE
DESIGNED	DESIGNED	DESIGNED	DESIGNED	DESIGNED	DESIGNED
DATE	DATE	DATE	DATE	DATE	DATE

SOLID EDGE	
LGS - The PLM Company	
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS 2 PL. 4X10X3 PL. 4X10X3	DATE FILE NAME SCALE DATE FILE NAME SCALE



NAME	DATE	SOLID EDGE LGS - The PLM Company
DESIGN	DESIGN	
CHECKED		
ENG. #		
DATE		
REV		
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS ANGLES IN °		
2 PL X 30 X 3 PL X 3000		



Referencias

Capítulo I.

- [1] http://www.iqb.es/cbasicas/fisio/cap06/cap6_1.htm (21/04/08).
- [2] Guyton, A.C. **Tratado de Fisiología Médica**. 10ª Edición. Mc Graw Hill Interamericana. 2002.
- [3] Stevens A., Lowe, J.S. **Histología Humana**. 3ª Edición. Elsevier España, 2006.
- [4] Bloom W., Fawcett, D.W. **Tratado de Histología**. 12ª Edición. Mc Graw Hill Interamericana. 1995.
- [5] <http://www.conganat.org/II CONGRESO/conf/018/biblio.htm> (Copyright Dr. Sergio Serrano. 040408).
- [6] Buckwalter, J.A. et. al. **Bone Biology Part 1: Structure, Blood supply, Cells, Matrix and Mineralization**. The Journal of Bone and Joint Surgery. 1996.
- [7] Nordin, M., Frankel, V. H. **Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System**. 2nd Edition. Lea & Febiger. 1989.
- [8] García-Porrero, J.A. y Hurlé, J.M. **Anatomía Humana**. 1ª Edición. Mc Graw Hill Interamericana. 2005.
- [9] Gartner, L., Hiatt, J.L. **Texto Atlas de Histología**. 2ª Edición. Mc Graw Hill Interamericana 2002.
- [10] <http://www.juntadeandalucia.es/averroes/~29701428/salud/osteo.htm> (21/04/08).
- [11] <http://iescarin.educa.aragon.es/depart/biogeo/varios/BiologiaCurtis/Seccion%207/7%20-%20Capitulo%2039.htm> (21/04/08).
- [12] http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/encyclopedia_Hg-Hz.htm (18/08/08).
- [13] http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp_imagepages/9889.htm (18/08/08).
- [14] <http://es.encarta.msn.com/encnet/refpages/RefMedia.aspx?refid=461543417&artrefid=761563718&sec=-1&pn=1> (22/04/08).

[15] Testut, L., Latarjet, A. **Compendio de anatomía descriptiva**. 22ª Edición. Ed. Masson. 2002

[16] Taylor, W. R. et. al. **Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis**. Journal of Biomechanics. 2002.

[17] Harkess W.J. et. al. **Principles of fractures and dislocations**. Rockwood and Green's Fractures in adults. 4th Edition. Vol. 1. 1996.

[18] De la Fuente, J. **Manual de clasificación de fracturas**. Instituto Nacional de Rehabilitación.

[19] Hoppenfield, S., Murthy, V. **Fracturas. Tratamiento y rehabilitación**. Marban libros. 2001.

Capítulo II.

[20] Askeland, D.R. **Ciencia e ingeniería de materiales**. 4ª Edición. Thomson. 2005.

[21] Shakelford, J.F. **Introducción a la ciencia de materiales para ingenieros**. 6ª Edición. Prentice Hall. 1995.

[22] Callister, W.D. **Introducción a la ciencia e ingeniería de los materiales**. 3ª Edición. Editorial Reverte. 2002.

[23] Valdez, B., Schorr, M. **Biomateriales para la rehabilitación del cuerpo humano**. Ciencia y desarrollo, CONACYT. 2005.

[24] Dee, K., Puleo, D. **An introduction to tissue-biomaterial interactions**. John Wiley & Sons, Inc. 2002.

[25] Manual de poliformas plásticas. **Resinas poliéster. Plásticos reforzados**. 10ª Edición. La ilustración S.A. de C.V. 1986.

[26] Cornish, M.L. **El ABC de los plásticos**. Universidad Iberoamericana. 1997.

[27] Morton, J. **Procesamiento de los plásticos**. Editorial Limusa. 1993.

[28] Bilurbina, L. et al. **Materiales no metálicos resistentes a la corrosión**. Editorial Marcombo. 1990.

[29] Mexicana de resinas S.A. de C.V. **Información de producto**. 2008.

[30] Besednjak, A. **Materiales compuestos: Proceso de fabricación de embarcaciones.** Ediciones UPC. 2005.

[31]http://www.distel.com.mx/htm_espaniol/html/catalogue/fibra_de_vidrio.html (15/05/08).

Capítulo III.

[32] Cristofolini, Luca et al. **Mechanical validation of whole bone composite femur models.** Journal of Biomechanics. Vol. 29, No. 4, 1996.

[33] Wilhelm, G et. al. **Biomechanical examinations for validation of bone strength strain.** Journal of Clinical Densitometry , Volume 4. 2001.

[34] Vargas, G., Carbajal, N. **Influencia de las rotaciones de flexión en ensayos de flexión con entalla final en tres y cuatro puntos.** Universidad Politécnica de Madrid. 2007.

[35] INSTRON. **Accessories for materials testing.** 2nd Edition. 2005.

[36] ASTM. **Standard test method for static bending properties of metallic bone plates.** Designation F382-86.

[37] Langton, C.M., Njeh, C.F. **The physical measurement of bone.** 1st Edition. IOP Publishing. 2004.

[38] An, Y.H., Draughn, R.A. **Mechanical testing of bone and the bone-implant interface.** 1st Edition. CRC Press LLC. 2000.

Capítulo IV.

[39] Martinez, P., Azuaga, M. **Medicion del modulo de elasticidad de Young.** Departamaneto de física, UBA. 1997.