

Estudio de las propiedades mecánicas del sistema óseo

Los estudios adelantados fueron realizados para el área de Biomecánica, tratando de que su desarrollo fuera lo más científico posible; y aplicado al estudio del sistema óseo del hombre, ya que él posee un material que tiene un comportamiento que hace posible las aplicaciones de conceptos mecánicos y físicos de la ingeniería para su análisis.

ALVARO A. MENDOZA G.
Ingeniero Mecánico
Facultad de Ingeniería
Profesor Asociado
Universidad Nacional de Colombia

La finalidad del presente informe es introducir los estudios realizados en el área de biomecánica. Ella ve la necesidad de conocer las propiedades mecánicas de los huesos, para construir prótesis que ayuden a la recuperación de las personas en caso de presentar fracturas o daños críticos: además de aportar soluciones en el rediseño de medios de locomoción, donde se presentan gran cantidad de accidentes, con el fin de tener el cuerpo más protegido.

El presente estudio se basa en la información disponible y en la experiencia personal de la determinación de propiedades mecánicas para materiales metálicos o de ingeniería. Con lo anterior se procede al análisis de las propiedades mecánicas de los huesos humanos de una forma general; se elaboran curvas de esfuerzo-deformación mediante el uso de deformímetros mecánicos y eléctricos; se determinan el módulo elástico, el módulo de rigidez y otras, dejándose una base sólida para estudios posteriores en el área.

Es bien sabido que en el cuerpo humano se presentan fracturas por la acción de cargas externas que generan dentro de los huesos esfuerzos de tracción, compresión y corte de carácter estático y dinámico, las fracturas pueden ser críticas y para su "arreglo" se necesitan de trasplantes de hueso, injertos platina, prótesis etc.

Además, el parecido que muchos huesos tienen con los sistemas de palanca, columnas de sustentación, arcos, vigas y puntales diseñados por el hombre, conducen inevitablemente a la aplicación de conceptos mecánicos o de ingeniería para su estudio. Los huesos no solo son análogos a tales estructuras en su configuración externa, sino que también lo son en sus funciones. La presencia en el esqueleto de formas tubulares "diseñadas" bajo el concepto de igualdad de resistencia, puntales en forma de H y otras; resaltan la alta tecnología que cumple el esqueleto humano, dentro del concepto de una buena máquina mecánica.

Generalidades del hueso humano

La combinación íntima de componentes inorgánicos duros y orgánicos resistentes de tipo elástico en el tejido óseo proporcionan valores de resistencia comparable con la del hierro fundido con solo un tercio de su peso. En cuanto al comportamiento en su deformabilidad el hueso se puede parecer en cierta forma al acero. Las pruebas de compresión muestran que el hueso tiene gran reserva mecánica para soportar pesos y fuerza de impacto al saltar, a éste respecto hay que recordar que la concentración de los músculos causa la mayor parte de la componente de presión en los huesos.

Los huesos largos tienen una forma tubular en su zona intermedia llamada diáfisis, ésta parte, es la que está más solicitada a diferentes tipos de esfuerzos. En los huesos largos existen dos clases de tejidos: compacto y esponjoso, el tejido compacto se encuentra principalmente en la parte tubular o diáfisis donde las fuerzas internas de flexión y torsión son las más importantes. En los extremos articuladores o epífisis los huesos largos soportan cargas de compresión y allí se encuentra gran cantidad de tejido esponjoso.

En regiones articulares el interior del hueso está ocupado por hueso esponjoso, que en conjunto proporcionan un poderoso soporte a las delgadas cáscaras de hueso compacto que lo rodean; esta forma de constitución es generalizada en todo el esqueleto humano, se modifica cuando las fuerzas internas generadas por la flexión, tracción y torsión exigen agregaciones mayores de hueso compacto.

Las fuerzas mecánicas influyen directamente en la forma y crecimiento de los huesos, y se puede suponer que en los continuos cambios durante su evolución, se llega a la solución biológica más apta a las exigencias mecánicas.

Las secciones transversales del hueso esponjoso, muestra un modelo muy parecido al entrecruzamiento de los sistemas de vigas; se observan crestas y rugosidades debidas a cargas localizadas, aplicadas al hueso.

Como se ha observado la forma del hueso y la distribución de tejido compacto y esponjoso no es caprichosa sino que obedece a diversos factores, especialmente el debido a las cargas. Es importante entonces conocer las solicitaciones mecánicas para entender mejor el porqué de la forma del hueso y la distribución del tejido.

Está claro que es difícil proporcionar recursos matemáticos útiles y uniformes de las características físicas del hueso como material, porque las diferentes formas de esfuerzos, resistencia y elasticidad varían en diferentes regiones de un mismo hueso. Existe una complejidad estructural de un elemento esquelético completo, en el que aparecen variaciones notables de espesor, densidad y modelado, que unido a una marcada variación del patrón trabecular, es difícil proporcionar modelos matemáticos que simulen el comportamiento mecánico de los huesos.

HISTORIA DEL HUESO

El objeto de éste numeral es describir y conocer algunos detalles de la estructura y composición del hueso, sin pretender hacer un estudio profundo sobre el tema.

El tejido óseo es el único tejido que compendia *dureza* y *resistencia con el mínimo de peso posible*. A pesar de su dureza, posee cierta elasticidad debida tal vez a la forma especial de tejido compuesto de células ramificadas en una matriz orgánica calcificada. El endurecimiento del hueso aparece cuando se deposita en la matriz blanda la hidroxiapatita, que es una sustancia dura a base de calcio, fosfatos, carbonatos y otras sustancias. Los principales tipos de células son los osteocitos, osteoblastos y osteoclastos.

ANATOMIA DEL HUESO

Por su forma los huesos se clasifican en: huesos largos, cortos y planos. El estudio de las propiedades mecánicas se basa y se desarrolla para huesos largos, debido a la frecuencia de fracturas que ocurren y a la importancia de la misma. Estos poseen una porción central llamada diáfisis que generalmente es tubular de tejido compacto, rodeando el espacio medular. Los extremos generalmente abultados se denominan epífisis y en su mayoría son de tejido esponjoso. Todos los huesos están rodeados por una capa fina de tejido conectivo denso llamado periostio.

ANATOMIA DEL FEMUR

El fémur es un hueso largo, par y asimétrico. Considerando el esqueleto en posición vertical, el fémur se dirige oblicuamente de arriba hacia abajo y de afuera hacia adentro, de modo que los dos fémures están separados en el extremo superior o proximal y cercanos en el extremo inferior o distal. Para estudiar al fémur definimos diferentes ejes, caras y tercios.

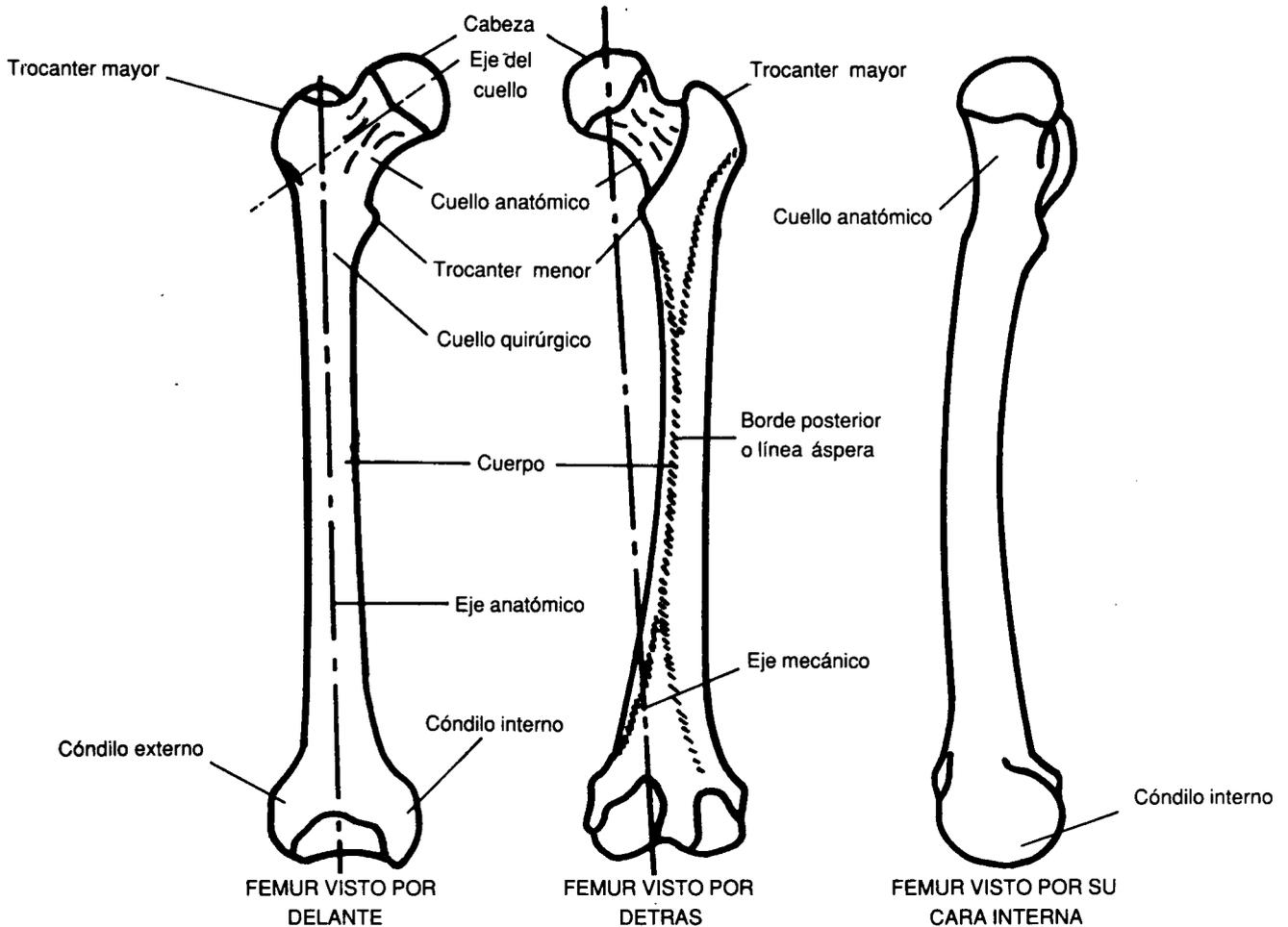


FIGURA 1. Anatomía del fémur

Llamaremos *eje anatómico* a la línea recta que se extiende desde el punto medio de la escotadura intercondílea hasta el borde superior del trocánter mayor. El *eje mecánico* se define como la vertical que pasa por el centro de rotación de la cabeza femoral, hasta la escotadura intercondílea, es de observar que el ángulo que forman éstos dos ejes es de 8 a 9 grados. (ver Figura 1).

ZONAS DEL HUESO PARA EXTRACCION DE MUESTRAS

Las probetas para los ensayos en huesos largos, pueden ser consideradas como todo el hueso, pero generalmente son sacadas de uno de los tercios en que se divide el hueso; además cada tercio se divide en cuadrantes como se ilustra en la Figura 2.

Se observa que de cada tercio A, B o C se pueden obtener teóricamente doce probetas.

Las probetas para los ensayos de tracción generalmente son sacadas del tercio B que es el tercio medio. Para analizar la anisotropía, del hueso, la Figura 3 ilustra la extracción de las muestras en diferentes direcciones.

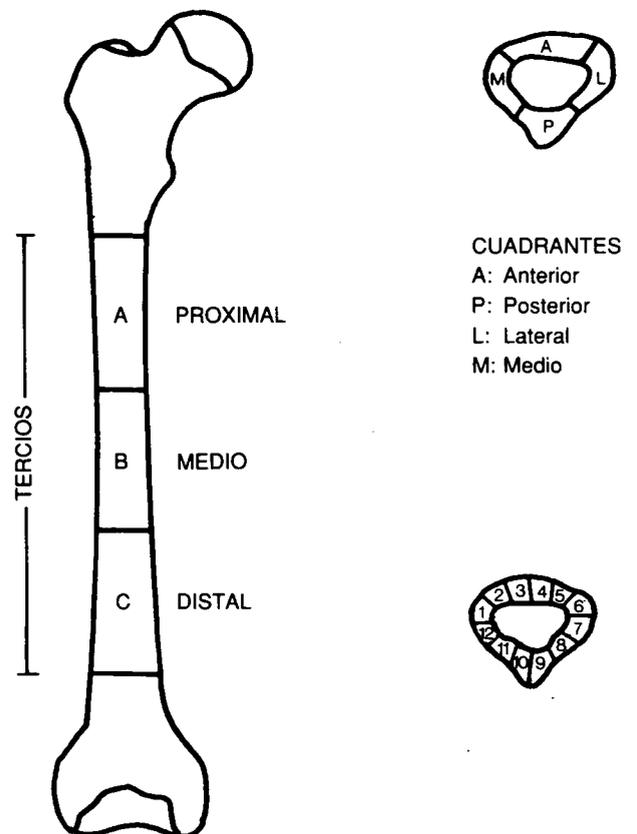


FIGURA 2. División del fémur en su diáfisis

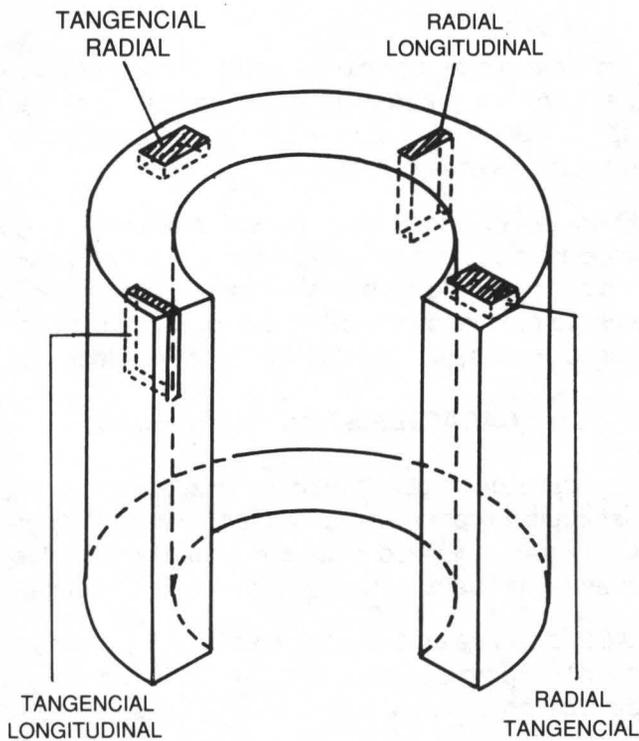


FIGURA 3. Direcccionamiento de las muestras

ENSAYOS REALIZADOS

Para evaluar las propiedades mecánicas se adoptaron en primera instancia huesos intactos (completos), y para ello, los ensayos se hicieron con huesos provenientes de amputaciones. De las amputaciones de adultos, se extrajo principalmente la tibia y en menor cantidad fémur y peroné. Se retiraron de los huesos los anexos musculares y el tejido graso. Las muestras de man-

tuvieron frescas humectándolas con algodón empapado de solución de Ringer y almacenándolas por corto tiempo (1 día) en el refrigerador a 20°C.

Para los ensayos las muestras se obtuvieron con la colaboración del departamento de patología del Hospital San Juan de Dios, consiguiéndose las amputaciones hechas en dicho hospital.

Los principales ensayos hechos con huesos, intactos y frescos son los de compresión, flexión, torsión e impacto.

ENSAYO DE COMPRESION

Para los ensayos de compresión se utilizó la parte tubular del hueso, logrando una distribución de carga uniforme embebiendo los extremos en un capin de azufre, análogamente a lo que se hace con las probetas de concreto. (ver foto de la página anterior).

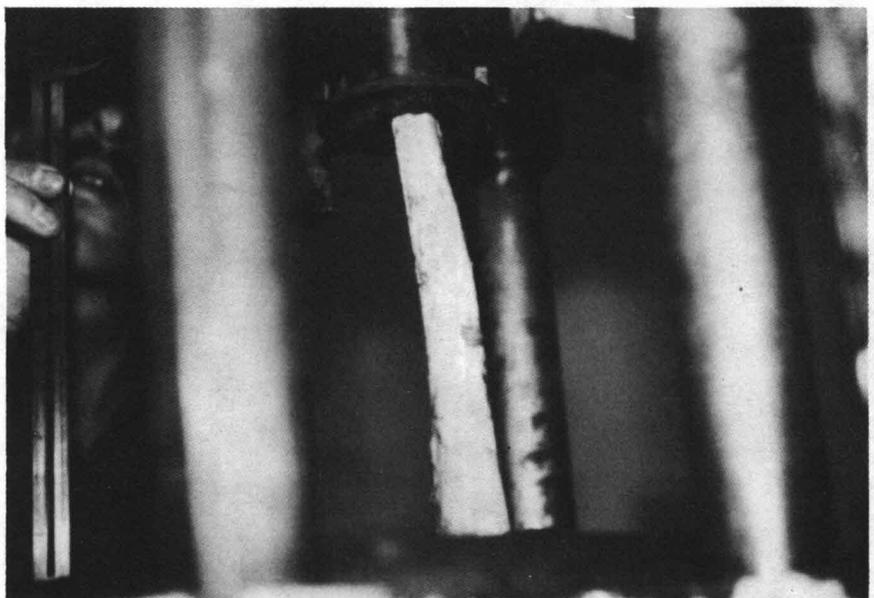
ENSAYO DE FLEXION

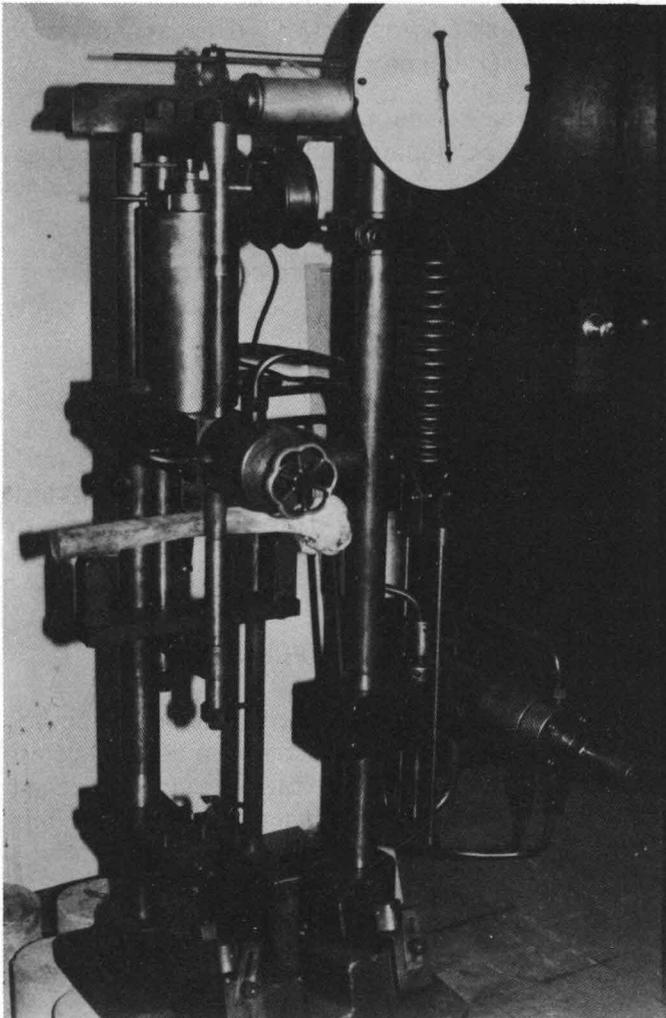
El ensayo se realizó con el hueso simplemente apoyado en los extremos y con carga central. La deformación se evaluó con rosetas de deformación eléctricas conectadas a un registrador multicanal. La distancia entre apoyos utilizada fue de 24.30 cm. Con carga central, la tibia completa resistió una carga de 11760N. El montaje y falla característica se muestran en las fotos.

ENSAYO DE IMPACTO

Se realizó el ensayo con tibias y peronés intactos, el método utilizado para evaluar la energía de deformación

Ensayo de compresión





Ensayo de flexión

absorbida en el impacto fue con el hueso apoyado en los extremos y carga dinámica central, la carga se aplicó con el péndulo de Charpy montado sobre la máquina de ensayos universal.

El ensayo de impacto con huesos intactos es de gran importancia ya que un gran porcentaje de fractura ocurren por cargas de impacto sobre el hueso; además, éste ensayo permite cuantificar la energía absorbida por el hueso en el momento de la falla. (véanse fotos).

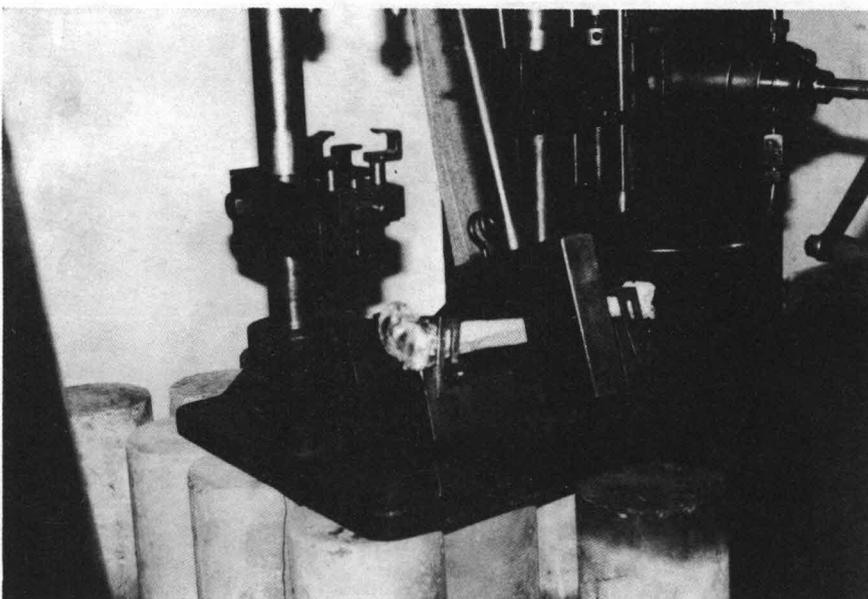
CARACTERISTICAS MECANICAS

El ensayo de tracción, produce una curva de carga-deformación como la de la Figura 4, en donde se observa un tramo elástico recto bien definido para luego aparecer la fluencia hasta el punto de falla o rotura.

El tipo de rotura en este ensayo es brusco y de apariencia frágil, pero debido a la aparición de deformación plástica no puede considerarse al hueso como una material frágil.

Como el hueso posee las características de un material viscoelástico, se tiene que el módulo de elasticidad y el esfuerzo último dependen de la velocidad de aplicación de la carga. Es importante observar y estudiar la capacidad de absorción de energía del hueso para el caso de cargas elevadas y aplicadas rápidamente, para el comportamiento biológico de los seres vivos.

Para los huesos largos, la mayor resistencia a la tracción y el mayor módulo elástico se tiene en la dirección longitudinal.



Ensayo de impacto

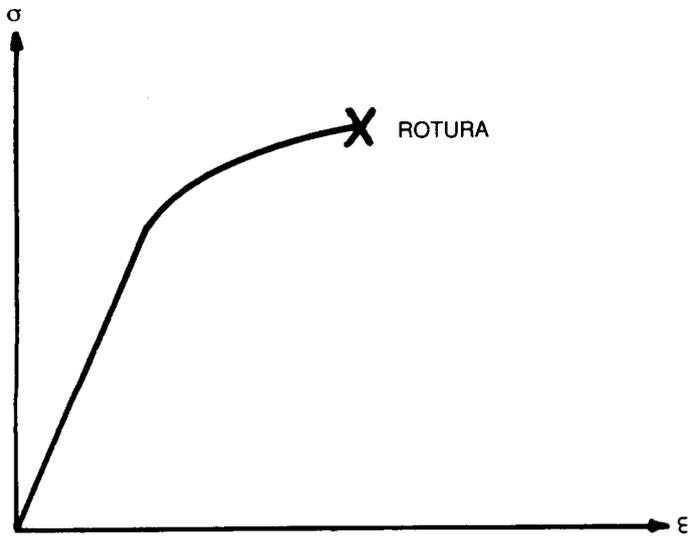


FIGURA 4. Diagrama esfuerzo-deformación

En el ensayo de tracción cuando se produce la falla, ésta se presenta estrepitosamente (ruido), no se presenta acuellamiento en la zona de fractura, pero se tiene flujo plástico que no presentan los materiales frágiles, el hueso puede curvarse ligeramente, permaneciendo así aun después de retirar la carga; de este modo se tiene flujo plástico absorbiéndose gran cantidad de energía. En el ensayo de tracción el indicio visual de flujo plástico es el color opaco del hueso en la zona de fluencia, este cambio se presenta solo en esta región y luego se extiende a todo el hueso.

El hueso falla a compresión de una manera diferente a la de tracción, el fallo por compresión, viene indicado por líneas rectas que suelen formar ángulos de 30 grados con la dirección de la carga aplicada, este tipo de falla es común en compuestos fibrosos como la madera.

En los seres vivos no es común la falla (rotura) por compresión, teniéndose que el fallo más común es debido a esfuerzos de flexión en los huesos largos, durante esfuerzos de compresión muy grandes se puede tener un aplastamiento de los extremos esponjosos.

Se observó y era de esperarse que el hueso sea un material anisotrópico por las diferentes estructuras presentes en éste, tales como las agujas de apatita, fibras de colágeno, sistemas de Havers y vasos

sanguíneos que tienden a orientarse en la dirección del hueso largo; es obvio que la resistencia y rigidez del hueso sea mayor en ésta dirección que en cualquier otra.

Las diferencias de estructura del sistema de Havers y el sistema laminar pueden ser importantes: en el sistema Haversiano el hueso es el mismo desde el punto de vista estructural en cualquier dirección normal al eje longitudinal del hueso, pero el hueso laminar presenta grandes diferencias entre la dirección radial y tangencial. En el hueso laminar la resistencia a la tracción es menor en la dirección radial, porque los vasos sanguíneos disminuyen la resistencia y a su vez la resistencia en la dirección tangencial es menor que en la longitudinal debido a que el gramo en el hueso es longitudinal.

En general la gran ventaja de un material compuesto anisotrópico es que puede estar dispuesto de tal modo que en alguna dirección es mucho más fuerte y rígido de lo que sería un material isotrópico con igual composición.

Para evaluar las propiedades del tejido óseo, se realizaron probetas normalizadas del tejido cortical o esponjoso, los ensayos y análisis de resultados se realizaron de forma análoga a los ensayos con materiales de ingeniería.

Lo anterior es debido a que el hueso no solo está adaptado en su forma, para responder a cargas externas, sino puede variar sus propiedades como fibra dependiendo del sitio que se esté analizando dentro del mismo elemento.

Por esta razón no se puede hablar de propiedades mecánicas del tejido óseo en general, siempre se debe especificar el sitio o fibra en el elemento esquelético y la zona de extracción de las muestras antes de dar el valor de una propiedad.

Para poder realizar los ensayos a nivel de fibra fue necesario construir dispositivos específicos y así evaluar las propiedades, mecánicas a nivel de fibra del elemento óseo; pero este tema será discutido y analizado en otra oportunidad.

BIBLIOGRAFIA

BURSTEIN, A.H., Zika. Contribution of Collagen and mineral to The elastic, plastic properties of bone. The journal of bone. V57A p. 956-961.

DEMPSTER, Wilfrid. Compact bone as non isotropic material. The

american journal of anatomy V91, 1952, p 331-361.

SAHA, S., Haves, W.C. Tensile impact properties of human compact bone. Journal of Biomechanics. V9, 1976, p. 243-251.