

Asignación de propiedades mecánicas en imagen médica



Alberto Higuera-Garrido *
Pablo Pando-Cerra *
Aquilino Osorio-Zapico *
María Dolores García-López **

Dr. Ingeniero Industrial
Dr. Ingeniero Industrial
Dr. Ingeniero de Minas
Diplomada Universitaria en Enfermería

* Universidad de Oviedo. Departamento de Construcción e Ingeniería de Fabricación.
Campus de Viesques - 33204 Gijón. Tfno: +34 985 181923. higueraalberto@uniovi.es,
pandopablo@uniovi.es, aosorio@uniovi.es

** Hospital de Cabueñes. Camino de Cabueñes s/n - 33203 Gijón. Tfno: +34 985 181948.
cotlola@yahoo.es

Recibido: 28/09/2010 • Aceptado: 15/11/2010

Mapping of mechanical properties in medical imaging

ABSTRACT

• Introduction.

Current DICOM viewers and their ability to generate three-dimensional reconstructions generate a high interest in engineering application in the analysis by the Finite Element Method (FEM) and in mechanical simulations of real bone. The ability to quantify the mechanical properties from medical imaging is useful in the fields of implant design as so as surgical navigation and planning.

Material and Methods.

To achieve this objective it is necessary to infer the mechanical properties of tissues in terms of the generated medical image. Different methods are evaluated on the basis of their advantages and disadvantages and the results produced by each of them. Finally, a bone structure is isolated in terms of its mechanical properties, showing areas with better structural quality, and those with better capacity for bone regeneration.

Results.

Several methods have ranges of divergence with a magnitude that makes them unreliable for use in engineering, the divergence was evident in terms of image acquisition system, patient and diagnosis protocol used.

Conclusions.

The most reliable method, within the wide discrepancies observed, requires the use of patterns in the process of image acquisition to facilitate the determination of mechanical properties related to pattern values.

• **Keywords:** medical imaging, three-dimensional reconstruction, bulk density, finite element method, bone tissue, mechanical properties.

RESUMEN

Introducción.

Los visores actuales de DICOM y su capacidad para generar reconstrucciones tridimensionales generan en los ingenieros un elevado interés en su aplicación en la realización de análisis por el método de los elementos finitos (MEF), así como simulaciones mecánicas del tejido óseo real.

La posibilidad de cuantificar las propiedades mecánicas a partir de imágenes médicas resulta de gran utilidad en los campos del diseño de implantes, así como de navegación y de planificación quirúrgica.

Material y Métodos.

Para conseguir este objetivo, es necesario poder inferir las propiedades mecánicas de los tejidos en función de la imagen médica que generen.

Se valoran diferentes métodos atendiendo a sus ventajas e inconvenientes, así como a los resultados arrojados por cada uno de ellos.

Finalmente se aísla una estructura ósea en función de las propiedades mecánicas de la misma, pudiendo apreciarse las zonas con mejor calidad estructural y aquellas con mejor capacidad para la regeneración ósea.

Resultados.

Los diversos métodos empleados presentan rangos de divergencia con una magnitud que los hace poco fiables para su empleo en la ingeniería, siendo evidente la variación en función del sistema de adquisición de imagen, el paciente y el protocolo de diagnóstico empleado.

Conclusiones.

El método más fiable, dentro de la amplia divergencia detectada, requiere el uso de patrones durante el proceso de

adquisición de las imágenes que facilitan la determinación de las propiedades mecánicas relativas a los valores patrón.

Palabras clave: imagen médica, reconstrucción tridimensional, densidad aparente, método de elementos finitos, tejido óseo, propiedades mecánicas.

1. INTRODUCCIÓN

Desde el punto de vista de la ingeniería, uno de los mayores atractivos de la imagen médica es poder determinar, a través de la información que ésta aporta, los valores de los coeficientes visco-elásticos que permiten al ingeniero caracterizar el tejido (Jiao, et al, 2009), predecir su comportamiento y realizar reconstrucciones por el método de los elementos finitos (Wirtz, et al, 2003).

La complejidad de la estructura del cuerpo humano obligará a realizar simplificaciones en el comportamiento de los tejidos que permitan su estudio con las capacidades computacionales actuales. Estas simplificaciones se han ido reduciendo a medida que los computadores lo han permitido, así el hueso ha evolucionado de un supuesto comportamiento isótropo a estudios en los que se le ha asignado un comportamiento ortótropo. También se ha logrado diferenciar el comportamiento del hueso trabecular frente al cortical, si bien a favor de la practicidad se asemeja el hueso trabecular al cortical pero modificando sus coeficientes, pues, a nivel microscópico, las propiedades del hueso cortical y trabecular son similares (Carter, et al, 1977).

Las estimaciones de las propiedades mecánicas de los tejidos del cuerpo humano son fundamentales para predecir el comportamiento de implantes, así como para conocer la calidad del hueso de un paciente y su composición (Ohnishi, 2009). Es así mismo un paso básico previo a cualquier simulación mediante el método de los elementos finitos.

Los valores que se asocian a los diferentes tipos de tejidos varían en un amplio rango según los autores del estudio considerado: esto es debido a la dificultad, si no imposibilidad, a la hora de realizar medidas en tejido vivo. La mayor parte de los estudios realizados se efectúan con tejidos no vivos alterando significativamente las propiedades de los mismos. Otra línea actual de investigación aplica los avances en imagen médica para poder determinar las propiedades de estos elementos. Como se ha visto, existe una relación entre unidades *Hounsfield* y densidad (Weaver, et al, 1966) y del mismo existe una relación entre densidad y propiedades mecánicas (Ulrich, et al, 1999), si bien ésta es más compleja que la lineal existente entre las unidades *Hounsfield* (HU) y densidad.

Conocer las propiedades de un tejido permitirá conocer su comportamiento bajo carga y valorar su resistencia bajo esfuerzo (Imai, et al, 2008), así como determinar secuelas de alteraciones patológicas, monitorizar recuperaciones y predecir posibles fracturas.

Existe un amplio conocimiento de las propiedades de las diversas aleaciones metálicas, poliméricas y cerámicas

disponibles en la ingeniería que permite su estudio y simulación mediante el método de los elementos finitos, estudio que capacita al ingeniero para optimizar el diseño de un implante, conociendo su resistencia a fatiga y a cargas. Si bien es evidente que en una unión metal-hueso la parte marcadamente más débil es el hueso, por lo que poder conocer su comportamiento es esencial para el éxito de cualquier implante.

La valoración correcta de todos los coeficientes que permiten la simulación mecánica del hueso dota a la ingeniería de la capacidad de realizar estudios más reales y más precisos sobre la evolución y comportamiento de cualquier tipo de implante. Actualmente el método más fiable de conocer las propiedades del hueso de un paciente es mediante un estudio de imagen médica, pues suponer unos valores estándar en tejidos patológicos no sólo es arriesgado, sino injustificable; si bien en casos generales, en los que existe suficiente stock óseo, sí se pueden aceptar como válidos los valores recogidos por la literatura científica, siempre aplicando el adecuado margen de seguridad.

Con unos coeficientes adecuados se puede determinar, mediante el método de los elementos finitos, la transferencia de cargas al hueso, así como los puntos críticos de máximo esfuerzo y el valor que éste alcanza. Permitiendo de esta manera que el ingeniero pueda rediseñar el implante para obtener los resultados más apropiados al caso objeto de estudio.

El método de los elementos finitos es también aplicable al seguimiento y evolución del tejido que se esté considerando, pues permite predecir, con las actuales propiedades del tejido, su comportamiento en cada momento. No se debe olvidar que los tejidos están vivos y modifican sus propiedades a lo largo del tiempo, pudiendo verse sorprendido el ingeniero ante el fracaso de un implante donde inicialmente existía un stock óseo importante y de calidad.

2. MATERIAL Y MÉTODOS

El objetivo del presente trabajo es el estudio de diferentes métodos de asignación de propiedades mecánicas basados en imagen médica, comparando sus resultados, estudiando su validez, proponiendo finalmente aquel o aquellos que permitan una asignación más adecuada y realizando segmentaciones de estructuras en función de sus propiedades mecánicas que demuestren su aplicación.

2.1. PROPIEDADES MECÁNICAS DEL TEJIDO ÓSEO

2.1.1. Determinación de la densidad aparente del tejido óseo.

Fundamentos biológicos de la resistencia ósea.

La conducta biomecánica del cuerpo humano es determinada por huesos, cartílagos, ligamentos, tendones, músculos y otros tejidos conjuntivos. Estos elementos se clasifican como estructuras activas o pasivas dependiendo de

si producen o no fuerzas. Los huesos se consideran estructuras pasivas y constituyen la mayoría del esqueleto. La matriz ósea es un material compuesto formado por una componente orgánica (aprox.65%), otra inorgánica (aprox.20%) y agua (aprox. 10%), estos valores varían dependiendo del tipo de hueso. La matriz orgánica está constituida aproximadamente por 95% de fibras de colágeno reforzadas por depósitos de calcio y sales de fosfato en forma de hidroxapatita (Cowin, 1989). Los depósitos de calcio y fosfato son los que le proporcionan dureza, rigidez y resistencia al hueso, mientras que las fibras de colágeno son las que proporcionan flexibilidad. La componente orgánica le da forma al hueso y contribuye a la capacidad de resistir a la tracción, mientras que la componente inorgánica o mineral contribuye a la resistencia a la compresión. Los huesos desmineralizados (ligamentos o tendones) son flexibles y resistentes a la tracción. La porosidad se define como el volumen de vacío por unidad de volumen de hueso, y representa la parte proporcional del hueso ocupado por médula ósea o material no-mineralizado que se encarga de la irrigación del hueso. El hueso compacto tiene una porosidad de aproximadamente 5 a 30% mientras que la porosidad del hueso trabecular es aproximadamente 30 a 90%.

Observación diagnóstica del tejido ósea.

En la tecnología de imagen basada en la Tomografía Axial Computarizada (TAC) se realizan una serie de medidas de la atenuación fotónica en cada punto a lo largo de la línea mediante la rotación de emisor y receptor en torno a ese punto. De ese modo cada punto es observado desde múltiples direcciones y, mediante el proceso matemático de reconstrucción de la proyección, se aísla cada punto de la línea. La repetición de este proceso a través de diversas líneas genera la imagen axial bidimensional que conforma cada capa del TAC. Este proceso de reconstrucción genera una imagen en la que se representa los coeficientes de atenuación de los rayos X en los diversos tejidos que conforman una sección del cuerpo humano. Estos coeficientes pueden ser empleados para determinar la densidad del tejido en cualquier punto de la imagen.

En los escáneres TAC actuales, los puntos a lo largo de la línea varían en número y tamaño dependiendo del objeto que se esté estudiando. Generalmente el tamaño se mueve en un rango que abarca desde los 0,25 hasta los 1,5mm y el número de puntos en cada sección se corresponde con los elementos de una matriz de 512 por 512 elementos, siendo ya raros los estudios de 256 por 256.

Así pues, cada elemento que conforma la imagen TAC es una representación del coeficiente de atenuación del tejido frente a los rayos X, de su posición en el espacio y de su tamaño.

Problemática de la observación mediante TAC.

El uso de las unidades *Hounsfield* para representar los valores de los coeficientes de atenuación presenta el problema de no ser comparable entre diferentes aparatos TAC, pues la escala basada en las referidas unidades se define a partir de la atenuación de dos tejidos (aire y agua) a 25°C y a la

energía de trabajo del aparato, con lo que diferentes aparatos presentarán diferentes valores al trabajar a distintas energías. De este modo la escala *Hounsfield* variará de un dispositivo TAC a otro, e incluso en el mismo dispositivo TAC si se varía la energía con la que se realiza la adquisición. Es por ello que los resultados expresados en HU no pueden ser comparados directamente entre dispositivos TAC distintos.

Dos de las principales limitaciones de los dispositivos TAC residen por un lado en la necesidad de conocer la fiabilidad de la representación de la atenuación mediante las unidades *Hounsfield*, si bien **Cann** (Cann, 1988) establece que, para una región suficientemente amplia, la variación de los números *Hounsfield* se ajusta a una distribución gaussiana, y por otro lado en la interpolación de volúmenes entre vóxeles adyacentes.

Si se mezcla un material con una densidad ligeramente diferente dentro del primero, el material se convierte en heterogéneo, pudiendo presentarse dos situaciones:

1. El material añadido está compuesto por partículas mayores que la resolución espacial del dispositivo TAC: entonces se podrá apreciar una separación discreta entre ambos materiales.
2. El material añadido está compuesto por partículas menores que la resolución espacial del dispositivo TAC: en este caso se producirían errores por interpolación de volúmenes, obteniendo un resultado similar al de un material homogéneo, pero con una desviación más amplia centrada en el valor HU medio.

Ambas problemáticas son comunes a todos los estudios de densitometría realizados con TAC.

Medición de la densidad mediante TAC.

La precisión en la medida de la densidad mineral del hueso con técnicas de imagen TAC depende de dos factores principalmente, uno físico y otro fisiológico:

1. El valor de las unidades *Hounsfield* asignado a un elemento de volumen debe ser preciso y comprobado con un material similar suficientemente conocido. Este factor depende del escáner TAC empleado y de la precisión con la que ajuste los valores de cada elemento a la escala de *Hounsfield*.
2. El hueso trabecular está formado por diferentes componentes, mientras que no todos los aparatos TAC pueden valorar componentes con diferentes coeficientes de atenuación si sus propiedades materiales no son previamente conocidas.

Otro factor que puede ser fuente de errores en el estudio es la interpolación del elemento que, más que un error técnico, se considera un error de interpretación de los datos. Considerando un escáner TAC ideal en el que el rayo de fotones está perfectamente colimado, el error de interpolación se puede deber al incorrecto posicionamiento del volumen respecto al eje del rayo (Fig. 1 A y B) o a un espesor de capa inadecuado (Fig. 1 C y D).

El estudio de un elemento que no se encuentra centrado respecto a la circunferencia de escaneado presentará

resultados diferentes de atenuación según el punto desde que se esté emitiendo el rayo (Fig. 1 A y B).

El estudio de un elemento que es más estrecho que el espesor de capa, presentará en la imagen final un valor HU que representará el valor de la atenuación media que el elemento y el material que le rodean aportan, considerando ponderadamente la aportación de cada uno. La única manera de evitar este efecto es reducir el espesor de capa hasta el punto en el que el elemento se encuentre totalmente contenido en el campo del rayo (Fig. 1 C y D).

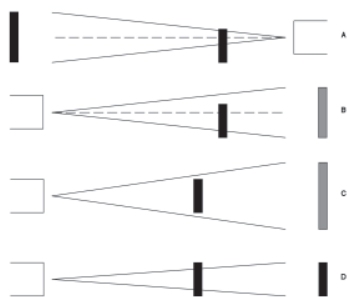


Fig. 1: Errores de interpolación en la valoración de la densidad ósea

A la hora de determinar la densidad de un tejido óseo es importante constatar que las propiedades del mismo varían notablemente entre hueso cortical y hueso trabecular. La estructura del hueso trabecular es más parecida a una espuma plástica, en estos materiales la densidad aparente es el factor más importante para concretar las propiedades mecánicas de los mismos (Patel, 1969).

Densidad aparente.

Las propiedades mecánicas del tejido óseo son modeladas en función de la densidad aparente del tejido, ρ_{ap} , definida como la masa de tejido mineralizado dividido por el volumen total, incluyendo el de los poros.

La determinación de la densidad aparente a partir de una imagen TAC se realiza mediante la corrección de la curva de calibración, asignando una densidad aparente nula a la fase medular y una densidad aparente de 2g/cm³ a la máxima densidad del tejido cortical (Taylor, et al, 2002). Para corregir la curva se obtienen los valores en unidades *Hounsfield* que representan en la imagen los puntos objetos de estudio, fase medular y cortical, (Fig. 2) y se formula la ecuación explícita de la recta (Ec. 1) que permitirá obtener la densidad aparente de los puntos contenidos en la imagen:

$$\rho_{ap} = a \cdot HU + b \quad (1)$$

Asignando una densidad aparente de valor cero a la correspondiente a la fase medular y conociendo el valor de las unidades *Hounsfield* de esa región (HU_{med}):

$$\rho_{ap} = 0 \rightarrow HU = HU_{med} \quad (2)$$

Asignando una densidad aparente de valor dos a la correspondiente a la fase cortical y conociendo el valor de las unidades *Hounsfield* de esa región (HU_{cort}):

$$\rho_{ap} = 2 \rightarrow HU = HU_{cort} \quad (3)$$

Estudiando la ecuación de la recta en los dos puntos referidos (medular y cortical) se obtienen los valores de los parámetros a y b que definen la ecuación explícita de la recta:

$$\rho_{ap} = 0 = a \cdot HU_{med} + b \rightarrow a = -\frac{b}{HU_{med}} \quad (4)$$

$$\rho_{ap} = 2 = a \cdot HU_{cort} + b \rightarrow 2 = -\frac{b}{HU_{med}} \cdot HU_{cort} + b \quad (5)$$

$$b = \frac{2 \cdot HU_{med}}{HU_{med} - HU_{cort}} \quad (6)$$

$$a = \frac{2}{HU_{cort} - HU_{med}} \quad (7)$$

De las ecuaciones (1), (6) y (7):

$$\rho_{ap} = \frac{2}{HU_{cort} - HU_{med}} \cdot HU + \frac{2 \cdot HU_{med}}{HU_{med} - HU_{cort}} \quad (8)$$

Ecuación que relaciona la densidad aparente de un tejido con su correspondiente valor HU y que se representa mediante la corrección de la curva de calibración (Fig. 2 Corrección de la curva de calibración). La gráfica permite realizar una estimación entre las unidades *Hounsfield* medidas y su correlación con la densidad aparente del tejido objeto de estudio

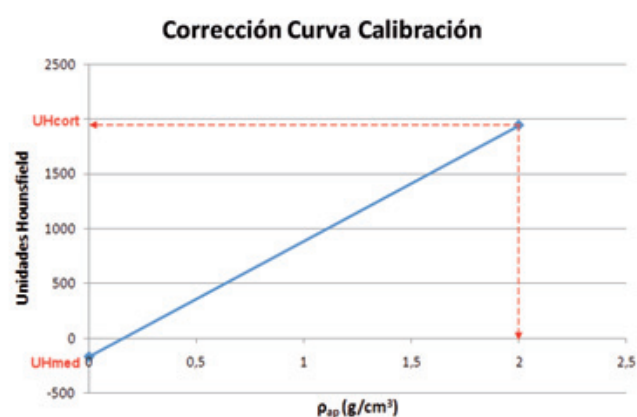


Fig. 2: Corrección de la curva de calibración

Si bien para obtener un valor más exacto de la densidad del tejido se debe utilizar un estudio TAC con patrones calibrados de densidad. Dichos patrones pueden consistir en

cilindros presentes durante la adquisición de imágenes cuya densidad sea conocida. Con los valores HU correspondientes a cada cilindro se puede obtener la densidad que representan y trazar la curva de calibración ajustada al caso concreto.

La recomendación del uso de cilindros como patrones es debida a la distorsión en los valores de las unidades *Hounsfield* que en algunos casos se constataron en la imagen TAC de los vértices en diseños poligonales. El patrón cilíndrico mostró mayor uniformidad en sus valores HU en la imagen TAC.

2.1.2. Determinación del módulo de Young del tejido óseo

El esfuerzo de fractura está relacionado con el contenido de mineral del hueso y es independiente de la edad y el género del paciente (Weaver, et al, 1966), siendo positiva la relación entre la densidad aparente del hueso, el esfuerzo a compresión y el módulo de elasticidad (Mc. Elhaney, et al, 1970).

La relación entre la densidad aparente y el módulo de *Young* la establece la siguiente ecuación (Carter, et al, 1977):

$$E = E_c \cdot \varepsilon^{0,06} \cdot \left(\frac{\rho}{\rho_c}\right)^3$$
 (9)

Siendo E_c el módulo de elasticidad a compresión del hueso compacto (22GPa (Zannoni, et al, 1998)), ρ_c la densidad del mismo (1,73g/cm³) y tomándose una velocidad de deformación ($\dot{\varepsilon}$) unitaria, con lo que:

$$E = 4249 \frac{GPa}{(g/cm^3)^3} \cdot \rho^3$$
 (10)

Si bien, para hueso trabecular, se ajusta mejor la relación

aportada por la ecuación (Rice, et al, 1988):

$$E = 0,06 \cdot 2,49 \cdot \rho^2 - 1,59 \cdot \rho^2 - 1,04 \cdot \rho^2 \cdot D + 0,75 \cdot \rho^2 \cdot T$$

Siendo D=1 para la dirección transversal, D=0 para la dirección longitudinal, T=1 para esfuerzos de tracción, T=0 para esfuerzos de compresión.

La literatura científica aporta diversos valores para los coeficientes de elasticidad que corresponden al hueso humano. En la Tabla I (Muller-Karger, et al, 2001) se recogen los valores del módulo de *Young* que diversos autores han propuesto, la dirección Z es la longitudinal del hueso.

Se puede apreciar en la Tabla I la gran discrepancia en los valores propuestos por los diferentes autores con variaciones de hasta un 272%, lejos de los rangos prácticos aplicables en la ingeniería.

2.1.3. Determinación del coeficiente de rigidez transversal del tejido óseo

El coeficiente de rigidez transversal se determina (Rubin, et al, 1993) según las ecuaciones:

$$G_{12,i} = G_{12,max} \frac{\rho_{ap,i}^2}{\rho_{ap,max}^2}$$
 (12)

$$G_{13,i} = G_{13,max} \frac{\rho_{ap,i}^2}{\rho_{ap,max}^2}$$
 (13)

$$G_{23,i} = G_{23,max} \frac{\rho_{ap,i}^2}{\rho_{ap,max}^2}$$
 Siendo ρ_{ap} la densidad (14)

Autores	Reilly y Burstein (1975)	Yoon y Katz (1976)	Knets (1978)	Ashman et al (1984)
Hueso	Fémur	Fémur	Tibia	Fémur
Método de Medición	Pruebas mecánicas	Ultrasonido	Pruebas mecánicas	Ultrasonido
Comportamiento Óseo	Transversalmente Isotrópico	Transversalmente Isotrópico	Ortotrópico	Ortotrópico
Ex (GPa)	11.50	18.80	6.91	12.00
Ey (GPa)	11.50	18.80	8.51	13.40
Ez (GPa)	17.00	27.40	18.40	20.00

Tabla I: Diversos valores del módulo de Young

Autores	Reilly y Burstein (1975)	Yoon y Katz (1976)	Knets (1978)	Ashman et al (1984)
Hueso	Fémur	Fémur	Tibia	Fémur
Método de Medición	Pruebas mecánicas	Ultrasonido	Pruebas mecánicas	Ultrasonido
Comportamiento Óseo	Transversalmente Isotrópico	Transversalmente Isotrópico	Ortotrópico	Ortotrópico
Gxy (GPa)	3.60	7.17	2.41	4.53
Gxz (GPa)	3.28	8.71	3.56	5.61
Gyz (GPa)	3.28	8.71	4.91	6.23

Tabla II: Diversos valores del coeficiente de rigidez transversal

Autores	Reilly y Burstein (1975)	Yoon y Katz (1976)	Knets (1978)	Ashman et al (1984)
Hueso	Fémur	Fémur	Tibia	Fémur
Método de Medición	Pruebas mecánicas	Ultrasonido	Pruebas mecánicas	Ultrasonido
Comportamiento Óseo	Transversalmente Isotrópico	Transversalmente Isotrópico	Ortotrópico	Ortotrópico
xy	0.58	0.312	0.488	0.376
xz	0.31	0.193	0.119	0.222
yz	0.31	0.193	0.142	0.235
yx	0.58	0.312	0.622	0.422
zx	0.46	0.281	0.315	0.371
zy	0.46	0.281	0.307	0.350

Tabla III: Diversos valores del coeficiente de Poisson

aparente, i el índice del material, max el valor máximo para la propiedad y el material; y $\rho_{ap,max}$ la densidad aparente máxima del hueso.

En la Tabla II (Muller-Karger, et al, 2001) se recogen los valores del coeficiente de rigidez transversal propuesto por diversos autores, la dirección Z es la longitudinal del hueso.

2.1.4. Coeficiente de Poisson

Los valores del coeficiente de *Poisson* se encuentran abundantemente recogidos por la literatura científica, proponiéndose entre otros los valores de la Tabla III (Muller-Karger, et al, 2001).

Si bien el uso de un valor de 0,3 para el coeficiente de *Poisson* está ampliamente aceptado (Couteau, et al, 1998) y recogido en diversos estudios (Hobatho, et al, 1991).

2.2. GENERACIÓN DE MODELOS 3D Y ASIGNACIÓN DE PROPIEDADES MECÁNICAS

Los dispositivos de adquisición de imagen médica almacenan la información estrictamente gráfica mediante unos valores, denominados unidades *Hounsfield*, proporcionales al coeficiente de atenuación fotónica de los

tejidos. La lectura de estas unidades y su manipulación en rangos de magnitudes similares (Fig. 3) permite la asignación de valores de densidad aparente a los diversos puntos que, tridimensionalmente, conforman la anatomía humana.

En la Fig. 3 se puede apreciar cómo es factible aislar tejidos óseos en función de su densidad aparente mediante sencillas técnicas de segmentación (selección de rangos de unidades *Hounsfield*) y obteniendo de esta manera modelos tridimensionales de estructuras con comportamiento mecánico afín. En la referida figura el sólido azul representa el tejido trabecular, mientras que el amarillo se corresponde con el cortical y el verde y rojo con las paredes externas e internas de la estructura cortical.

A partir de esta densidad aparente, y mediante las fórmulas propuestas, es sencillo definir cada punto con sus propiedades mecánicas (Fig. 4) permitiendo su manejo en aplicaciones de simulación mecánica y/o de análisis por el método de los elementos finitos.



Fig. 3: Rangos de densidades aparentes para un fémur



Fig. 4: Fémur segmentado en función de sus propiedades mecánicas

En la Fig. 4 se aprecia el modelo volumétrico basado en la segmentación mostrada. En este caso el modelo

contiene, para cada elemento de observación del mismo, la información de su posición en tres dimensiones así como la densidad aparente asociada en función de su correlación con su valor de unidades *Hounsfield*.

El modelo mostrado permite apreciar claramente aquellas regiones con stock óseo de mayor calidad y aquellas en las que las propiedades mecánicas son inferiores, posibilitando tanto a ingenieros como a cirujanos conocer no sólo la estructura ósea sino también la calidad de la misma.

3. CONCLUSIONES

La correcta interpretación y lectura de los datos presentes en las imágenes médicas obtenidas mediante determinados dispositivos de adquisición de imagen puede permitir la asignación precisa de propiedades mecánicas a los tejidos óseos. La actual precisión de estos dispositivos posibilita la observación de volúmenes en el rango de los 0.016 mm³ de manera que se pueden asignar propiedades con esa exactitud posicional. Así mismo es factible establecer correlaciones entre la densidad aparente y el comportamiento mecánico del tejido.

La exportación de estructuras tridimensionales con referencia a las propiedades mecánicas calculadas permite la obtención de modelos anatómicos 3D sobre los que se pueden realizar simulaciones mecánicas.

Mediante la correlación entre la densidad aparente y las propiedades mecánicas de los tejidos óseos, se pueden generar modelos tridimensionales válidos para análisis por el método de los elementos finitos.

Para reducir la divergencia de resultados arrojada por la aplicación de las diferentes formulaciones es aconsejable el uso de patrones de densidad a la hora de realizar el TAC (Trabelsi, et al, 2009), de manera que no sea necesaria una curva de calibración, generalmente inexistente o no disponible. De esta manera también se evita la arriesgada suposición realizada en el método de curva de calibración por el que todas las corticales y las fases trabeculares poseen la misma densidad aparente.

De igual manera la amplia variación presente en los diferentes valores propuestos por diversos autores (hasta un 272%) recomienda el uso de las técnicas de asignación de propiedades basadas en TAC de una manera más cualitativa que cuantitativa.

4. AGRADECIMIENTOS

Proyecto realizado dentro del Programa de Fomento de la Investigación Técnica del Ministerio de Industria Comercio y Turismo.

5. BIBLIOGRAFÍA

- Cann CE. 1988. Quantitative CT for Determination of Bone Mineral Density: A Review. *Radiology*, 166, p.509-22.
- Carter DR, Hayes WC. 1977. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *Journal of Bone & Joint Surgery (Am)*, 59, p.954-62.
- Couteau B, Hobatho MC, Darmana R, et al. 1998. Finite element modelling of the vibrational behavior of the human femur using CT-based individualized geometrical and material properties. *Journal of Biomechanics*, 31, p.383-86.
- Cowin S. 1989. *Bone Mechanics*. Florida USA: CRC Press Inc.
- Hobatho MC, Damana R, Pastor P, et al. 1991. Development of a three dimensional finite element model of a human tibia using experimental modal analysis. *Journal of Biomechanics*, 24, p.371-83.
- Imai K a, Ohnishi I a, Yamamoto S b, et al. 2008. In vivo assessment of lumbar vertebral strength in elderly women using computed tomography-based nonlinear finite element model. *Spine*, 33(1), p.27-32.
- Jiao C a, Hong D a, Lu H a, et al. 2009. 3D finite element model for treatment of cleft lip. *Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE* p.7261.
- Mc Elhaney JH, Alem NM, Roberts VL. 1970. A porous block model for cancellous bone. *American Society Of Mechanical Engineers*, 70, p.1-9.
- Muller-Karger CM, Cerrolaza M. 2001. Un nuevo método para la simulación de la estructura ósea mediante la versión p de elementos finitos. *IMME*, 39(3), p.23-54
- Ohnishi I. 2009. Prediction of vertebral strength using a CT based finite element method--clinical application in evaluation of the efficacy of alendronate. *Japanese journal of clinical medicine*, 67(5), p.932-37.
- Patel MR. 1969. *The Deformation and Fracture of Rigid Cellular Plastics under Multiaxial Stress*. Ph. D. dissertation. University of California, Berkeley
- Rice JC, Cowin SC, Bowman JA. 1988. On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *Journal of Biomechanics*, 21(2), p.155-68.
- Rubin PJ, Rakotomanana RL, Leyvraz PF, et al. 1993. Frictional interface micromotions and anisotropic stress distribution in a femoral total hip component. *Journal of Biomechanics*, 26, p.725-39.
- Taylor WR, Roland E, Ploeg H, et al. 2002. Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. *Journal of Biomechanics*, 35, p.767-73.
- Trabelsi N, Yosibash Z, Milgrom C. 2009. Validation of subject-specific automated p-FE analysis of the proximal femur. *Journal of Biomechanics*, 42(3), p.234-41.
- Ulrich D, Van Rietbergen B, Laib A, et al. 1999. The ability of three-dimensional structural indices to reflect mechanical aspects of trabecular bone. *Bone*, 25(1), p.55-60.
- Weaver JK, Chalmers J. 1966. Cancellous bone: its strength and changes with aging and an evaluation of some methods for measuring its mineral content. *Journal of Bone & Joint Surgery (Am)*, 48(2), p.289-98.
- Wirtz DC, Pandorf T, Porthine F, et al. 2003. Concept and development of an orthotropic FE model of the proximal femur. *Journal of Biomechanics*, 36(2), p.289-93.
- Zannoni C, Mantovani R, Viceconti M. 1998. Material properties assignment to finite element models of bone structures: a new method. *Medical Engineering & Physics*, 20, p.735-40.