



PROSPECTIVA

ISSN: 1692-8261

rprospectiva@gmail.com

Universidad Autónoma del Caribe

Colombia

López, C. I.; Archila, J. F.; Cantero Vergara, K. M.

Aplicación de un método no destructivo para la obtención propiedades físicas de tejido

óseo basado técnica imanenológica y herramientas software cad

PROSPECTIVA, vol. 10, núm. 2, julio-diciembre, 2012, pp. 22-30

Universidad Autónoma del Caribe

Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=496250734004>

- Cómo citar el artículo
- Número completo
- Más información del artículo
- Página de la revista en redalyc.org

redalyc.org

Sistema de Información Científica

Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal

Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso abierto

Aplicación de un método no destructivo para la obtención propiedades físicas de tejido óseo basado técnica imanenológica y herramientas software cad

Application of a non destructive method for developing physical properties of bone tissue based on imagenology techniques and cad software tools

C. I. López¹; J. F. Archila²; K. M. Cantero Vergara³

¹ Clara Isabel López. M.Sc Ingeniería en Materiales. Docente; Universidad Industrial de Santander, investigadora grupo INNOTEC
claralopez_di@yahoo.com.

² John Faber Archila. M, Sc en Robótica. Docente; Universidad Industrial de Santander. Director del grupo GIROD:
Grupo de Investigación en Robótica de Servicio y Diseño Industrial.

³ Katty María Cantero Vergara. Ing. Mecánica. Docente; Universidad Autónoma del Caribe. Grupo de Investigación en Ingeniería Mecánica con Énfasis en la Preservación del Medio Ambiente, GIIMA

Recibido 08/10/12, Aceptado 20/12/2012

RESUMEN

Los ensayos mecánicos son usados para la caracterización de propiedades mecánicas de tejidos óseos, sin embargo, debido al carácter destructivo del ensayo, las probetas usadas son generalmente de tejidos óseos de cadáver humano o animales. La caracterización resultante de estos ensayos por lo tanto, es válida solo en los especímenes probados, porque el tejido óseo presenta alta variabilidad en sus propiedades debido al cambio de su densidad. Por este argumento y la naturaleza destructiva de los ensayos mecánicos, este tipo de ensayo no es apropiado para realizar la caracterización mecánica de tejidos vivos, lo cual limita las posibilidades de desarrollo en proyectos de investigación en vivo.

El presente estudio fue desarrollado con el propósito de evaluar la viabilidad del uso de un método no destructivo, propuesto para calcular los valores de densidad aparente a partir de la densidad radiográfica. El método no destructivo tuvo su fundamento en la implementación de técnicas diagnósticas de imágenes tomográficas de hueso de mandíbula y el posterior reconocimiento de estas imágenes en un software Bio-CAD. A través del software MIMIC'S, se cuantificaron los valores de densidad a escala Hounsfield; los datos obtenidos fueron usados para deducir la curva de calibración lineal, permitiendo de esta forma, calcular el valor de densidad aparente de los especímenes. A partir de esta caracterización y la revisión de literatura, fue posible definir las propiedades mecánicas de la probeta ósea. De acuerdo con los resultados obtenidos en el presente trabajo de investigación, se estableció una alternativa para la caracterización mecánica de tejidos rígidos como el hueso. De acuerdo a la naturaleza no destructiva del método, el uso de este método podría ser extendido a experimentación con tejidos vivos, la cual estaba restringida, por las limitaciones existentes con el método destructivo basado en ensayos mecánicos.

Palabras clave: Tejido Óseo, Tomografía, Escala Hounsfield y Densidad ósea.

ABSTRACT

Mechanical tests are used for characterization of mechanical properties of bone tissue; however, due to the destructive nature of the test, the specimens are generally used human cadaver bone tissues or animals. Furthermore the resultant characterization of these tests is valid only in the specimens tested, because the bone tissue shows high variability in their properties, so, the density change. This argument and the destructive nature of the mechanical tests are reason that this type of test is not appropriated for the mechanical characterization of living tissue, which limits the possibilities of development in live research projects.

The present study was developed with the purpose of assessing the feasibility of using a non-destructive method to deduce the values of apparent density from radiographic density, supported by tomographic imaging diagnostic techniques in jaw bone and recognition these images in Bio-CAD software. Through software MIMIC'S, were quantified scale density values Hounsfield; these data were used to derive the linear calibration curve allowing calculating the apparent density of the specimens. From this characterization and review of literature, it was possible to determine the mechanical properties of the bone specimen. According to the results obtained in the present investigation, it was established an alternative to mechanical characterization through the application of non-destructive techniques, based on the analysis of Bio-CAD software and the calibration curve. Using this method could be extended to experiment with living tissue, which was restricted by the constraints with the destructive method based on mechanical tests.

Keywords: Bone Tissue, Tomography, Hounsfield scale and Bone density.

1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad se ha incrementado el número de estudios en implantología [1, 2, 3]; uno de sus enfoques consiste en comprender el comportamiento biomecánico y resistencia mecánica de los tejidos óseos [4], teniendo en cuenta el tipo, calidad y cantidad de los mismos [5]. El tejido óseo está formado por tejido óseo cortical, y tejido óseo trabecular [6]. La capa cortical es rígida externa, recubre el tejido óseo trabecular [7]. El porcentaje del volumen óseo de una región determinada, depende de la función que cumple la estructura ósea [8], de tal forma que las propiedades mecánicas, como la densidad y el módulo de elasticidad del hueso están relacionados proporcionalmente [9].

Por ejemplo en la mandíbula, los incisivos y caninos cortan y tronzan los alimentos respectivamente, existiendo en esta región de la mandíbula un mayor porcentaje de tejido óseo cortical. En la región de los premolares y molares los alimentos son triturados, por medio de cargas oclusales cíclicas, en consecuencia, consta de un mayor porcentaje de tejido óseo trabecular dado que las trabéculas absorben la energía siendo más resistentes por fatiga [1, 2, 10]. De este modo, la función biomecánica de la arcada bucal conduce a la existencia de diferentes tejidos en las regiones de la mandíbula y maxilar, en consecuencia la densidad cambia [1, 2].

La densidad ósea, es adicionalmente influenciada por el género, la raza, la edad, razón por la cual es difícil determinar o estandarizar los valores de densidad [3]. Esta variabilidad influye sobre las propiedades como la resistencia mecánica del hueso, en consecuencia, el módulo de elasticidad también cambia según el valor de densidad [11]. Por esta razón es importante caracterizar la región ósea que va a ser analizada en cualquier estudio biomecánico a ser realizado por simulación [12, 13].

No obstante, la caracterización de los tejidos óseos, se ha basado en la realización de ensayos mecánicos destructivos, estandarizados por normas como las ASTM; debido a la limitación existente para caracterizar mecánicamente los tejidos vivos, estos ensayos se limitan al uso de probetas in vitro, o material sustituto de hueso como el sawbone®, un poliuretano rígido propuesto por las ASTM [14, 15]. A pesar de las restricciones de tipo experimental con tejidos vivos, durante los últimos años, se han realizado estudios en mecánica computacional basados en reconstrucción virtual de tejidos, por medio del uso de herramientas CAD (Computer Aided Design) [16] y técnicas diagnósticas fundamentadas en imágenes radiográficas, obtenidas por tomografía computarizada [17]. Las tomografías son usadas actualmente para la reconstrucción de tejidos 3D virtuales y la obtención de datos de densidad radiográfica, que permiten correlacionar propiedades físicas como la densidad aparente [18].

De acuerdo con la información citada anteriormente, en el presente estudio se realizó un trabajo de investigación científica y de desarrollo tecnológico, orientado a la evaluación de una técnica no destructiva para la caracterización de tejidos óseos, basado en el procesamiento de imágenes tomográficas de tejido óseo de mandíbula a través de un software Bio-CAD [19]. Con base en estos recursos, se tomaron los datos para deducir la curva de calibración lineal. Posteriormente, los valores de HU correspondientes a probetas con densidad conocida, fueron usados para calcular la densidad aparente aplicando la ecuación de calibración lineal; de este modo, se corroboró que los valores calculados fueron similares a los valores de densidad tomados por literatura. Finalmente, los valores de densidad aparente de las probetas de hueso de cadáver, fueron calculados usando la curva de calibración.

El artículo se estructuró con un apartado teórico del tema, concerniente a la revisión de literatura relevante, seguido de la descripción de los materiales usados y la definición del método seguido para el tratamiento de imágenes en el software Bio-CAD. Posteriormente, se describió la metodología seguida para deducir la ecuación de calibración lineal, tomando los valores de grises en escala Hounsfield, proporcionados por el software, convertidos a valores de densidad aparente de tejidos vivos [20]. Finalmente, se presentan los resultados del trabajo de investigación científica y la discusión de resultados con respecto al planteamiento del estudio.

2. TEORÍA

2.1 Tejido óseo

Calr Misch y otros autores como Machín, exponen que el tejido óseo presenta dos tipos de tejidos, el tejido cortical óseo o compacto y el tejido óseo trabecular o esponjoso. Las diferencias estructurales se deben a su función mecánica y su densidad, lo cual influye directamente en sus propiedades mecánicas [1, 3, 12]. El tejido óseo cortical, es la capa externa más densa que recubre el tejido óseo trabecular, es un tejido rígido y mineralizado. Por su parte el tejido óseo trabecular es un tejido formado por trabéculas y puede resistir cargas cíclicas [21].

De otro lado, como se ha mencionado anteriormente, la densidad es función del tipo de tejido y su porosidad, existiendo mayor densidad en el tejido cortical que en el trabecular, de esta forma se puede afirmar que la densidad es una medida directa de la calidad ósea. Las zonas más densas y mineralizadas de los tejidos con predominio en tejido cortical, suelen estar en la región anterior del hueso, luego va disminuyendo proporcionalmente su masa respecto al volumen, o variando las proporciones de los tejidos a medida que se acerca a la región posterior, en la región de los molares [1].

2.2 Tipos de densidad ósea en maxilar y mandíbula humana

Madrigal, realizó un estudio descriptivo-morfométrico de la mandíbula basada en técnicas imagenológicas [6]. Se conoció que el volumen y la masa ósea se reducen de manera que la densidad cambia en los espacios edéntulos, debido a la reabsorción del tejido óseo por falta de función. Por ello, para unificar criterios sobre densidad, Misch [1] y otros autores como Lemonk y Zarb, coincidieron en hacer una clasificación macroscópica del hueso, de acuerdo a las características de la densidad ósea, en zonas edéntulas [6].

La densidad ósea se clasifica en: tejido D1, D2, D3 y D4. El hueso tipo D1, está compuesto en su mayoría por tejido óseo cortical; el hueso tipo D2, es una combinación de hueso compacto denso poroso en el exterior y de hueso trabecular grueso en el interior, su porcentaje de ocurrencia está entre el 25 y 66%; igualmente se puede encontrar este tipo de densidad ósea en la mandíbula posterior, con un porcentaje de ocurrencia de 50%. Por su parte, tejido tipo D3, está formado por hueso cortical poroso de capa fina y trabéculas finas, se encuentra con mayor frecuencia en el maxilar y en la mandíbula posterior, con un porcentaje de ocurrencia de 46%. Finalmente el hueso trabecular fino D4, posee una capa cortical fina rodeando un núcleo de hueso trabecular de poca densidad. El D4 es considerado de mala calidad y más comúnmente encontrado en el maxilar posterior, su porcentaje de ocurrencia es de 40% [1].

2.3 Medición de la densidad a partir de técnicas diagnósticas imagenológicas

Gómez demostró que el valor de la densidad de los tejidos en la arcada bucal, es cuantificable a través de imágenes tomográficas [13]. La densidad de cada Voxel o unidades elementales de volumen representa la cantidad de rayos X absorbidos por el pequeño volumen de tejido [17]. Esta absorción es calculada y medida en unidades de densidad, conocidas como unidades Hounsfield (UH) [22]. Los valores fueron correlacionados con la densidad mineral del tejido óseo, la distribución de los valores UH se debe a la diferente concentración de sales minerales del hueso, así como otros componentes como tejido conectivo y grasa [11]. Las unidades de Hounsfield están definidas por rangos entre 3000 y -1000. El máximo valor entero de HU, se ha otorgado a la densidad del diente [3], los valores HU se van disminuyendo cuantitativamente según la transición de tejidos rígidos a tejidos blandos, y del estado sólido al estado líquido; el agua por ejemplo, tiene un valor HU igual a cero. Finalmente el mínimo valor HU asignado para la densidad del aire [23]. En la tabla 1 se muestra las densidades tipo equivalentes a tejidos blandos y tejidos duros del cuerpo humano relacionadas con los rangos de valores HU, estos datos fueron tomados de acuerdo con la calibración del software Bio-CAD [16].

Tabla 1. Valores de Escala Hounsfield en algunos tejidos del cuerpo humano [24]**Table 1.** Hounsfield scale value some human body tissues [24]

Densidad tipo	Escala HU	
	Min	Max
Bone CT	226	3071
Soft Tissue	-700	226
Enamel CT adult	1553	1850
Enamel CT child	2042	3071
Compact bone CT adult	662	1988
Compact bone CT child	586	2198
Spongial bone CT adult	148	661
Spongial bone CT child	156	585
Muscle tissue CT adult	-5	135
Muscle Tissue CT child	-25	139
Fat Tissue CT Adult	-205	-51
at Tissue CT Child	-212	-72
Skin Tissue CT adult	-718	-177
Tooth CT	1200	3071
Prothesis CT	800	3071

La clasificación de densidad de tejidos en escala HU es complementada por Misch, quien relacionó las densidades óseas D1, D2, D3 y D4, con las escalas HU [1], comparando las imágenes tomográficas de los tejidos analizados y clasificados en el software con sus valores de grises cuantificados a escala Hounsfield [20]. La relación establecida por Misch, quedó definida de la siguiente forma: El tejido óseo más denso tipo D1, es asociado con escalas superiores a 1250 HU, con respecto valores de HU en escala de grises con alto porcentaje de blanco; por su parte, el hueso Tipo D2 es reconocido con valores entre 850-1250 HU; en contraste con los tejidos más densos, los huesos de menor densidad ósea en las imágenes tomográficas presentan valores de grises con alto porcentaje de negro, el Hueso Tipo D3 se relaciona con valores de HU entre 350-850 y el Hueso Tipo D4 con valores 150-350 HU [25].

Actualmente, los valores HU también pueden ser usados para calcular los valores de densidad aparente de un material. Taylor tomó la ecuación de Rho y la ajustó por medio de una ecuación lineal, su método contribuyó a deducir una curva de calibración para la conversión de los valores cuantitativos de HU en valores cuantitativos de densidad aparente o densidad mineral ósea DMO o BMD (Bone Mineral Density) en gr/cm^3 [18]. Bajo este método fueron relacionados los valores HU y la densidad aparente del hueso o densidad mineral ósea por medio de la ecuación expresada como [20]:

$$\text{BMD: } A \cdot \text{HU} + B \quad (1)$$

donde A y B son las constantes de calibración obtenidas y calculadas desde los valores máximos y mínimos de HU y la máxima densidad asumida $2 \text{ g}/\text{cm}^3$ [23, 16, 24].

En la curva de calibración se establecieron los valores máximos y mínimos en HU; según revisión hecha al trabajo presentado por Gómez, quien relacionó el valor mínimo en HU con la densidad del aire, utilizando la densidad del aire de $1,085 \cdot 10^{-3} \text{ g}/\text{cm}^3$ con valor de -1000 HU [13]. De otro lado, el valor máximo en escala HU leído en la tomografía correspondió al tejido cortical óseo, el cual fue asociado con una densidad de $2 \text{ g}/\text{cm}^3$.

Este método ha sido respaldado por investigadores como D'amico [26], Buroni [27], entre otros; los autores en sus artículos desarrollaron modelos computacionales asociados con estudios biomecánicos de estructuras óseas que fueron evaluados el método de modelización matemática de elementos finitos [13, 28]. Los autores en mención realizaron la caracterización de los materiales a partir de la técnica no destructiva definida por el uso de imágenes tomográficas y la ecuación de calibración. Como resultado del uso de este método, se obtuvieron los datos sobre la densidad mineral ósea y las constantes elásticas o propiedades mecánicas del modelo óseo de las muestras.

3. METODOLOGÍA

En el presente apartado, se describe los materiales y métodos usados para el desarrollo del trabajo de investigación y de desarrollo tecnológico, tal como se muestra a continuación:

3.1 Materiales

El estudio fue realizado a través del uso de materiales como: material óseo de mandíbulas de cadáver humano; espuma rígida de poliuretano Sawbone® y la aleación de Titanio usado para la fabricación de implantes [29]. Los materiales usados en el estudio fueron obtenidos desde diferentes proveedores, las muestras de mandíbula ósea de cadáver fueron donadas por el anfiteatro de la UIS, las muestras de Sawbone® fueron suministradas por Pacific Laboratory Research World Wide® y la aleación de titanio fue suministrada por una empresa local, dedicada a la fabricación de implantes ortopédicos.

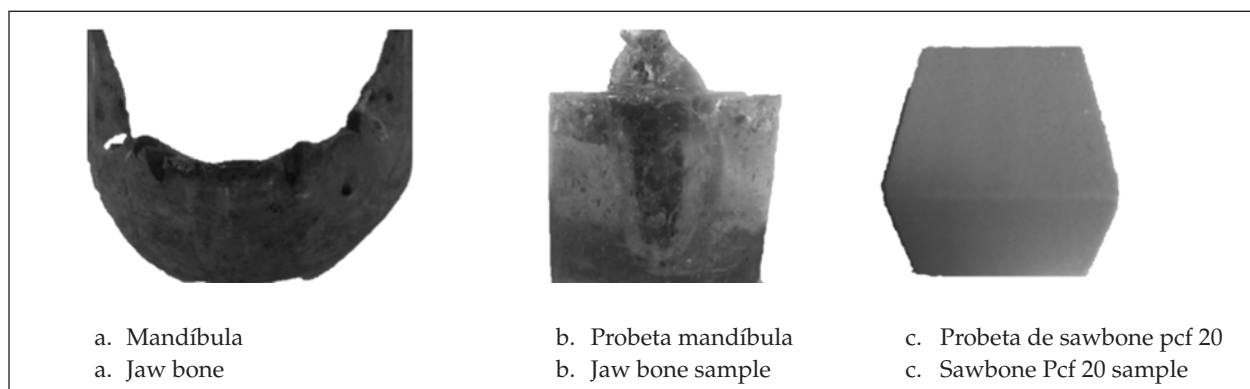
De acuerdo con el objeto de estudio, la sección del hueso de la región molar fue cortada y embebida en una matriz polimérica de resina poliéster. De igual forma se prepararon volúmenes de $25 \times 25 \times 25 \text{ mm}$ de probetas de espuma de poliuretano rígida o sawbone® con cuatro densidades diferentes; las probetas de densidad 10 y 15 Pcf fueron

usadas para simular densidad en hueso trabecular y, 20 y 30 Pcf para simular hueso cortical [14]. En la figura 1, se muestra la imagen de mandíbula ósea a la izquierda,

imagen de la probeta de hueso de la región molar de mandíbula ósea embebida en resina, ubicada en el centro y probeta de sawbone® a la derecha.

Figura 1. Probetas usadas para la toma de imágenes tomográficas

Figure 1. Specimens for tomographic imaging



3.2 Método basado en técnicas no destructivas

Uno de los primeros procedimientos del desarrollo experimental consistió en la obtención de las imágenes tomográficas de las muestras o probetas. La toma de imágenes tomográficas fue realizada en el Hospital Universitario de Santander en el laboratorio de rayos X. La toma de imágenes se realizó siguiendo el protocolo CARA 3D, establecido para el procedimiento; las imágenes fueron grabadas en formato DICOM. El equipo usado para obtención de imágenes fue un Tomógrafo Helicoidal Multi-corte THMC Toshiba Aquilion LB. Se grabaron las imágenes tomográficas con cortes de imagen a cada 1mm, adquiriendo un total de 585 imágenes por muestra.

Posteriormente, se realizó el tratamiento de imágenes tomográficas de las muestras. En el software Mimic's®, fueron observadas las imágenes en escala de grises. Estos valores proporcionados por las imágenes son convertidos a escala Hounsfield. A partir de la información se realizó la clasificación de las regiones de mayor densidad radiográfica (tendencia blanco) relacionadas con tejido cortical, respecto de las regiones de menor densidad en escala HU (tendencia negro) relacionadas con tejido trabecular [24], tomando como referencia la recomendación hecha por Misch (2009).

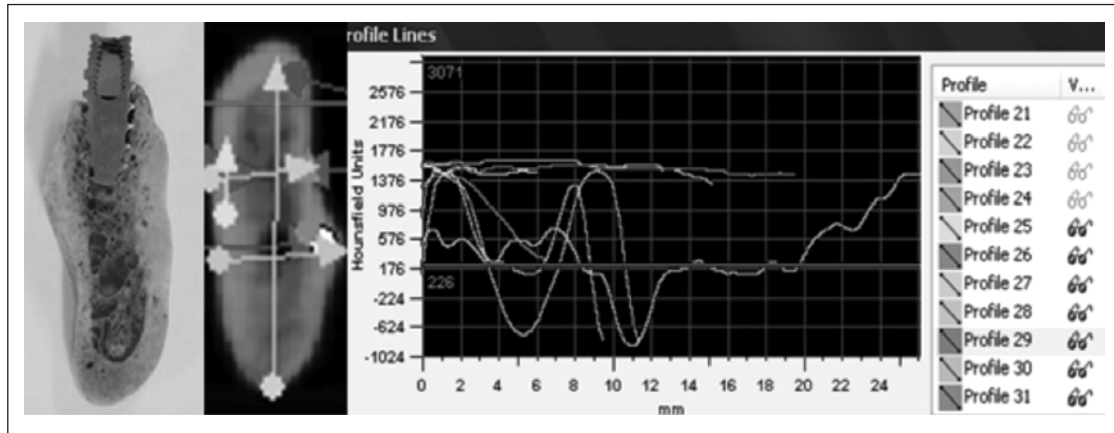
De acuerdo al método usado por D'amico [26] y otros autores [27, 20], fue deducida la curva de calibración li-

neal. Posteriormente, desde imágenes tomográficas de las probetas de espuma rígida de poliuretano Sawbone® y el implante fabricado en Ti_6Al_4V , se tomaron los datos sobre los valores HU; estos datos, fueron usados para calcular la densidad de las probetas analizadas, usando la ecuación lineal. Los datos obtenidos por la curva de calibración, fueron comparados con los valores de densidad conocida del Ti_6Al_4V [29] y la espuma rígida de poliuretano [14], según la información suministrada por las normas ASTM. De acuerdo con los resultados comparativos de las muestras anteriores, se procedió a realizar el mismo análisis para las probetas de hueso.

4. RESULTADOS

En la figura 2, se resume el método seguido para la toma de datos, realizado sobre cada una de las muestras analizadas. A la izquierda, se observa el corte sagital de la probeta ósea con el implante dental insertado, seguido de la imagen tomográfica digitalizada, por medio de una operación de reconocimiento de máscara; en esta misma imagen distribuyeron diferentes vectores (profile), dispuestos de forma longitudinal y transversal. Los vectores registraron los valores promedio de densidad radiográfica lineal en escala HU de la imagen, tal como se observa en el gráfico ubicado a la derecha de la figura 2.

Figura 2. Medición de densidad lineal sobre imágenes tomográficas
Figure 2. Measurement of linear density on tomographic images



Los datos correspondientes a los valores mínimos y máximos en escala HU y la densidad máxima de 2 gr/cm^3 fueron usados para deducir las constantes A y B de la curva de calibración lineal de la densidad mineral ósea DMO, obteniéndose la siguiente expresión lineal matemática:

$$1,08813 \cdot 10^{-3} \cdot \text{HU} + 1,0805 \quad (2)$$

La curva de calibración, fue usada para calcular la densidad aparente de cada probeta. Los datos obtenidos fueron comparados con los valores de densidad conocidos las probetas Sawbone® y el $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ tal como se registró en la tabla 2. El margen de error de la densidad calculada a partir de la curva de calibración es cercano al 2% en consecuencia, la relación establecida en la curva de calibración, fue usada para calcular los valores de densidad aparente cortical y trabecular. En la tabla 2, se muestran los tipos de

probeta de Sawbone®, $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ y mandíbula, con los valores de densidad mínima y máxima medidos a escala HU.

Por otra parte, los valores HU, fueron tomados del perfil de los vectores del espécimen óseo, como se ve en la figura 2. Según la relación descrita en el apartado de teoría del presente artículo, de los valores de HU medidos en la región trabecular, se obtuvo una media de 257,8 HU, este valor fue equivalente a un hueso tipo D3; en cuanto a la región cortical se obtuvo una media de 1507,8 HU equivalente a la densidad cualitativa de un hueso tipo D1. Los valores HU y la media de la región cortical y trabecular, fueron registrados en la tabla 3. No obstante, al promediar los valores HU cortical y trabecular para caracterizar el total de la región analizada, se obtendría un valor de 882 HU. De acuerdo con el valor promedio de HU, el tipo de densidad ósea cualitativa fue de tipo D2.

Tabla 2. Medición de valores en HU y cálculo de densidad aparente de las probetas Sawbone® y $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$, basado en la curva de calibración

Table 2. Measurement of HU value and calculation apparent density of Sawbone® and $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ based on calibration curve

REFERENCIA probeta	Escala HU MIN	DESV STANDARD	Escala HU MAX	DESVIACIÓN STANDARD HU	ρ_a calibración/ $\text{cm}^3 \text{ min}$	ρ_a calibración $\text{g/cm}^3 \text{ máx.}$	Densidad aparente g/cm^3
Probeta Sawbone® ASTM							
Pcf 10	-993,44	70.26	-845.86	50.05			
Pcf 12	-830,53	2.97	-821,37	7.37	$0,18 \pm 1$	$0,19 \pm 1$	0,2
Pfc 15	-793,5	42,82	-766,03	40,19	$0,22 \pm 1$	$0,25 \pm 1$	0,24
Pcf 20	-729,5	36.25	-714,3	48.39	$0,29 \pm 1$	$0,30 \pm 1$	0,32
Pcf 30	-583,53	151.7	-553,1	63.88	$0,45 \pm 1$	$0,48 \pm 1$	0,48
$\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$	2999,29		3071		4,34	$4,42 \pm 1$	4,43

Tabla 3. Densidad aparente calculada desde los valores HU
Table 3. Apparent density values calculated from HU

PROFILE	Trabecular	Cortical	ρ_a Calibración g/cm ³ Trabecular	ρ_a Calibración g/cm ³ Cortical
profile 21	1376	1600		
profile 22	1376	1886	2,58 ±1	3,13±1
profile 23	576	1500	1,71±1	2,71±1
profile 25	226	1406	1,33±1	2,61±1
profile 26	176	1376	1,27±1	2,58±1
profile 27	-556	1376	0,48±1	2,58±1
profile 28	-624	1576	0,40±1	2,80±1
profile 29	-624	1376	0,40±1	2,58±1
profile 30	-624	1576	0,40±1	2,78±1
profile 31	1276	1406	2,47±1	2,61±1
Media	257,8	1507,8	1,10±1	2,44±1

De igual forma puede observarse que la media de los valores HU estuvieron dentro un rango de valor HU entre 257,8 y 1507,8 HU; los datos indicaron que los valores HU son coherentes con la clasificación de valores Bone CT HU del programa, según la calibración del software Bio-CAD, relacionada anteriormente en la tabla 1, dado que están dentro de los rangos de valor HU entre 226 hasta 3071 HU. Los valores HU vistos en la tabla 2 fueron usados en la curva de calibración, para calcular la densidad aparente de la región cortical y trabecular. Como resultado se obtuvo una densidad media de 1,1 en g/cm³, calculado para la región trabecular y una densidad media de 2,44 en g/cm³ para la región cortical; los resultados fueron registrados en la tabla 3.

De acuerdo con las densidades obtenidas y la clasificación cualitativa del espécimen óseo analizado, esta información fue relacionada con la literatura, por lo cual se pudo establecer que la densidad ósea Tipo D2 podría ser equivalente a un 75% de masa por unidad de volumen, de igual forma fue posible relacionar los datos sobre caracterización de propiedades mecánicas aportados por otros autores. Por ejemplo, Lin en su estudio basado en análisis numérico por elementos finitos relacionó las densidades cualitativas con las propiedades mecánicas del tejido óseo para un hueso tipo D2 el módulo de elasticidad estaría entre 1,5 hasta 5,5 GPa

5. CONCLUSIONES

- Los valores de densidad basados en escala Hounsfield mostraron un claro aporte en el avance de investigaciones sobre estudios de técnicas no destructivas. Esto permitió avanzar de la clasificación cualitativa
- De igual forma, la ventaja del uso de la técnica no destructiva sobre los métodos destructivos se refleja sobre los recursos necesarios para hacer los ensayos. La técnica no destructiva se basa en el análisis de imá-

de la densidad del tejido, a una valoración cuantitativa a través de las escalas UH. De modo que a partir del trabajo de investigación científico aplicado, el cual fue realizado para deducir la ecuación lineal conocida como la curva de calibración, se conocieron los valores densidad aparente en materiales como el hueso. Esta información permitió comprender cuantitativa y comparativamente el grado de densidad del material, permitiendo relacionar la densidad con la resistencia mecánica teniendo en cuenta su directa proporcionalidad. Por lo anterior, a pesar de lograr un avance sobre técnicas de caracterización no destructiva, se recomienda continuar con el estudio para deducir las ecuaciones correspondientes al cálculo del módulo de elasticidad a partir de los valores HU.

- La curva de calibración puede ser aplicada en la caracterización de todo tipo de tejidos registrados en las imágenes tomográficas siempre y cuando sean del mismo tomógrafo. De este modo, con el ejercicio de caracterización por técnicas no destructivas basada en el análisis de imágenes tomográficas, realizado a través del uso de software especializados como el Bio-CAD, se ha contribuido a reducir las barreras habitualmente presentes, generando extender los alcances a trabajos de investigación con tejidos vivos o humanos; en contraste con los métodos destructivos, dado que estos ensayos están restringidos, porque las pruebas mecánicas no pueden ser realizadas sobre tejidos vivos.

genes tomográficas y tratamiento de las imágenes en un software Bio-CAD, las cuales pueden ser tomadas de seres vivos; mientras que los métodos destructivos requieren recursos y tiempo para preparar los especímenes, así como planear las pruebas en una máquina universal de ensayos para hacer finalmente la caracterización. Si se tiene en cuenta la variabilidad de la densidad y resistencia mecánica de los tejidos, entonces se entiende que la caracterización de los tejidos debe ser realizada cada vez que se inicie un nuevo estudio, lo cual hace evidente la necesidad de evaluar cuál sería el método adecuado para realizar un menor esfuerzo en inversión de tiempo y obtención de los resultados que representen mayor confiabilidad.

AGRADECIMIENTOS

Los autores expresan su agradecimiento a la empresa Quirúrgicos Especializados, el anfiteatro de la UIS y el hospital Universitario de Santander. Agradecimientos especiales a Pacific Laboratory Research World Wide y la compañía Materialise®.

REFERENCIAS

- [1] Misch, C. E., *Implantología Contemporánea*, Elsevier Inc., Barcelona, 2009.
- [2] Machín, Muñiz, A., *Ciencia y técnica en implantología inmediata*, Ripano S. A., Madrid, 2007.
- [3] Turkyilmaz, I., and McGlumphy, E., Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study, *BMC Oral Health*, 8(32), 1-8, 2008.
- [4] Sahin, S., Cehreli, M., C., and Yalcin, E., The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses -a review, *J. of Dentistry*, 30 (1), 271-282, 2002.
- [5] Chun-li, L., and Yu-Chan, K., and Ting-sheng, L., Effects of Dental Implant Length and Bone Quality on Biomechanical responses in bone around implants: a 3-D non-linear Finite Element Analysis, *Biomed., Eng. Appl. B & C.*, 17(1), 44-49, 2005.
- [6] Madrigal, C., (2000) *Estudio descriptivo-morfométrico de la ortopantomografía y el sistema Newtom Tc en el diagnóstico preimplantológico por imagen del sector anterior mandibular*. Tesis de Maestría, Universidad Complutense de Madrid, 2000.
- [7] Goodyear, S., R., Gibson, I.R., Skakle, J., Wells, R., Aspden, R.M., A comparison of cortical and trabecular bone from C57 Black 6 mice using Raman spectroscopy, *Bone*, 44(5), 899-907, 2009.
- [8] Dempster, D., W.; Zhou, H.; (2006) New concepts in bone remodeling, A. En: Seibel, M., J., Ed.; Robins, S., P., Ed.; Bilezikian, J., P., Ed., *Dynamics of Bone and Cartilage Metabolism, Second Edition: Principles and Clinical Applications*, APress, Elsevier Inc., New York, p. 377-386.
- [9] An, Y. H.; Draughn, R. A. (1999) Mechanical Properties of Bone, En: An, Y. H. Ed.; Draughn, R., A., ed; *Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface*. CRC Press, p. 41-63.
- [10] Cano J., and Campo J., and Palacios B., and Bascones A. (2007) Mecanobiología de los huesos maxilares. I. Conceptos generales, *Avances en Odontoestomatología* [on line] 23(6) p.12. Disponible desde http://scielo.isciii.es/scielo.php?pid=S0213-12852007000600002&script=sci_arttext#bajo [Acceso 26 de Julio 2012].
- [11] An, Y. H.; Barfield, W., R.; Draughn, R. (1999) Basic Concepts of Mechanical Property Measurement and Bone Biomechanics, En: An, Y. H. Ed.; Draughn, R., A., ed.; *Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface*. CRC Press, p. 23-40.
- [12] Congreso Internacional de Métodos numéricos en ingeniería y ciencias aplicadas 2º, 2002, Guanajuato (2002). *Modelación de estructuras óseas por medio de elementos finitos para evaluar acciones odontológicas*. Métodos numéricos en ingeniería y ciencias aplicadas., Roldan, S. I.; Jaramillo, J.; and Zapata, A. México.
- [13] Gómez, N. J., and Müller-Karger C., and Casanova E., and San Antonio T., Estudio del comportamiento mecánico del tejido óseo, *Mecánica Computacional*, 27(1), 3351-3365, 2008.
- [14] Foss, M. & James, J. & Porro T., *Solid Rigid Polyurethane Foam* [on line], SAWBONE® WORLDWIDE a division pacific Research laboratoires Inc. Disponible desde: <<http://www.sawbones.com/products/bio/testblocks/solidfoam.aspx>>[Acceso en 20 marzo 2012].
- [15] Standard specification for rigid polyurethane foam for use as a standard material for testing orthopedic devices and instruments. (2009) *ASTM F1839-08*, [on line] Disponible desde: <www.astm.org/Standards/F1839.htm>[Acceso Abril 29 2011].
- [16] García Sánchez A., and Morey Mas M., and Ramos Murguialday M., Barrera S., and Molina Barraguer I, and Iriarte Ortabe., Reconstrucción de la Articulación Temporomandibular postraumática con prótesis a medida.

- Planificación quirúrgica virtual, Rev. Esp. Cir. Oral Maxilofac, 33 (2), 53-60, 2011.
- [17] Seminario de Ingeniería biomédica 13, 2004, Univ. de la Republica Oriental. del Uruguay,(2004), *Tomografía Axial Computada*. Corbo, Pereira. D. N., Uruguay.
- [18] Taylor, W. R., and Roland, E., and Ploeg, H., and Hertig, D., and Klabude, R., and Warner, M. D., Hobatho, M.C., and RakotoL., and Clift, S.E., Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis, Jbiomech 35(1), 767-773, 2002.
- [19] Azari, A.; Kheirollahi H.; Rahmati, S. (2009) Analysis and fabrication of new designed dental implant using rapid prototyping technology , En: Gaspar da Silva C., ed; Soares de Lemos A. C., ed; Avelar, A., ed; *Innovative Developments in Design and Manufacturing*, CRC Pres, p.527-536.
- [20] Homolka P., and Beer A., Birkfellner, and W., Nowotny, R., and Gahleitner A., and Tschabitscher, M., and Bergmann H., Bone Mineral Density Measurement with Dental Quantitative CT Prior to Dental Implant Placement in Cadaver Mandibles: Pilot Study. J Radiology, 224 (1), 247-252, 2002.
- [21] Kawahara, H., and Yamagami, A., and Nakmura, M., Biological testing of dental materials by means of tissue culture. Experimental electrochemical and biological test, 18(2), 443-467, 1992.
- [22] Muñoz, E., (2010) *Integración de las curvas DER (densidad electrónica de relativa) al proceso de verificación dosimétrica de un planificador de tratamientos 3D- conformados para radioterapia*. Tesis maestría en física médica, Universidad Nacional de Cuyo, 2009.
- [23] Martínez, L. C., and Rodríguez, C., and Muñoz, C., and López, A., Un método para la conversión del número Hounsfield en densidad electrónica y para la obtención de la energía efectiva en los escáneres CT. Rev. de Fca. Méd., 3(1), 19-25, 2002.
- [24] MIMIC'S. [Internet] Materialise disponible desde: <www.materialise.com> [acceso enero 15 de 2012].
- [25] Choi, J-H., and Park, C-H., and Yi, S-W., and Lim, H-J., and Hwang, H-S., Bone density measurement in interdental areas with simulated placement of orthodontic miniscrew implants, AJO-DO., 136(6), 766.e1-766.e12, 2009.
- [26] Congreso Argentino de Mecánica Computacional MECOM, 8º, 2005, Buenos Aires (2005), *Modelado computacional de estructuras óseas utilizando el método de los elementos finitos y tomografías computarizadas: análisis de la estabilidad de un implante gleno-humeral*, D'Amico, D.; Cisilino, A. P.; Sammartino, M. R.; Capiel, C.; Argentina, Mecánica computacional.
- [27] Buroni, F. C., and Commisso, P. E., and Cisilino A. P., and Sammartino, M., Determinación de las constantes elásticas Anisótropas del tejido óseo utilizando tomografías Computadas. Aplicación a la construcción de modelos De elementos finitos. Mec. Comp., 23, 3009-3032, 2004.
- [28] Morales, C.A., and San Antonio, T.D., and Ciaccia, M.A., and Müller-Karger C.M., Mejoramiento de Mallas de Elementos Finitos para Modelos óseos Heterogéneos. CIBIM 10 (8), 1-8, 2007.
- [29] Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (2008) ASTM F 136 (UNS R56401)1. [on line] 2008. www.astm.org/Standards/F136.htm [Acceso Noviembre 10 2011].