

Dispositivo fragmentador de huesos para realizar autoinjertos

Thalía San Antonio⁽¹⁾, Angela Corvo⁽¹⁾, Eliomar Chirinos⁽¹⁾, Eduardo Gubaira⁽²⁾

⁽¹⁾Departamento de Diseño Mecánico y Automatización, Escuela de Ingeniería Mecánica, Facultad de Ingeniería, Universidad de Carabobo, Valencia, Estado Carabobo, Venezuela

⁽²⁾Departamento de Morfología, Facultad de Medicina, Universidad de Carabobo, Valencia Estado Carabobo, Venezuela

Email: tsantoni@uc.edu.ve, amcorvo@uc.edu.ve, echirinos@uc.edu.ve, jgubaira@telcel.net

Resumen

En este trabajo se diseñó un dispositivo capaz de producir hueso triturado, garantizando que la longitud característica del 60 % de las partículas se encuentre entre 200 y 400 micras. El esqueleto humano es uno de los sistemas más dinámicos del organismo. Su gran capacidad autoregenerativa permite la utilización de injertos de tejido óseo en zonas afectadas por extracciones dentales, fracturas, desgastes, osteoporosis, traumatismos o tumores, a fin de acelerar la recuperación. El autoinjerto es la opción ideal por su comportamiento en la mayoría de las necesidades, lo que unido al alto costo de los aloinjertos justifica la construcción de un dispositivo que permite, en la misma intervención quirúrgica, triturar hueso del paciente y reparar la zona dañada. Para la selección de la herramienta de corte se hicieron varias pruebas con hueso de bovino y con base a éstas se seleccionó la que produjo partículas con la forma y tamaño adecuados. Para seleccionar el material con el que se construyó el dispositivo se tomó en cuenta su resistencia a solicitudes mecánicas, a fluidos corrosivos, a la abrasión y a la temperatura, por lo que se seleccionó un acero quirúrgico. El dispositivo construido presenta un funcionamiento adecuado y el producto generado será de gran utilidad en el estudio de la influencia del tamaño de las partículas en la regeneración ósea.

Palabras clave: Autoinjerto óseo, regeneración, sistema de trituración

Bone mill for autografts

Abstract

The purpose of this investigation was to design a bone mill that guaranteed a 60 % of bone particles between 200 and 400 micron. The human skeleton is one of the most dynamic mechanism of the body. Its great capability of regeneration makes it possible to use bone grafting in order to accelerate the healing of maxillofacial and dental surgery, fractures, wear, osteoporosis, traumatism or tumors. The best and least expensive osteogenic potentiator is autogenous bone. These reasons justify the construction of a mill that can be used during an operation to take bone from one part of the body and transfer it to the damage zone. The selection of the bone cutting tool was made triturating bovine bone and selecting the one that produced the particles between the established range. The surgical steel used to design the device was selected taking into account its resistance to mechanical demands, corrosive fluids, abrasion, and temperature. The constructed bone mill has a good performance and the bone paste it produces will be of great utility in future studies about the influence of the particle size and morphology in the bone autograft regeneracy.

Keywords: Bone autograft, regeneracy, triturating system.

1. INTRODUCCIÓN

El esqueleto humano es uno de los sistemas más dinámicos del organismo, presentando fenómenos de crecimiento, modelado, remodelado y reparación. Un adulto puede experimentar hasta un 8 % de renovación de su tejido óseo anualmente. La autoregeneración que

presenta este tejido permite la reparación de defectos óseos con autoinjertos, mediante los cuales se toma tejido sano del paciente, se tritura y se utiliza para la reparación de la zona afectada [1, 2].

1.1 Sistema óseo

Es común pensar en los huesos como una parte inerte del cuerpo y que una vez que alcanzan su tamaño adulto, éstos ya no cambian. La realidad es otra: el hueso es un tejido vivo que, al igual que los otros tejidos del cuerpo, debe alimentarse para estar en buenas condiciones, de lo cual se encargan los osteocitos, que son células óseas distribuidas en el tejido óseo [1, 3].

Por ser el hueso un tejido vivo, cambia en el tiempo. Al proceso continuo de destruir el tejido viejo y crear el nuevo se le llama remodelación. La remodelación ósea es llevada a cabo por los osteoclastos, que son las células encargadas de la destrucción del tejido viejo, y los osteoblastos, que construyen el nuevo. La remodelación ósea es un trabajo muy lento, de forma tal que tenemos el equivalente de un nuevo esqueleto cada siete años aproximadamente [1, 3].

Los principales constituyentes del hueso son: H (3,4 %), C (15,5 %), N (4,0 %), O (44,0 %), Mg (0,2 %), P (10,2 %), S (0,3 %), Ca (22,2 %) y otros (0,2 %), que componen tanto el llamado colágeno óseo como el mineral óseo. El colágeno óseo es menos denso que el mineral óseo, desempeña el papel de pegamento del mineral óseo y es el que proporciona la elasticidad de los huesos. El mineral óseo parece estar formado de hidroxipatita de calcio: $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ en cristales cilíndricos con diámetros de 20 a 70 Å y longitudes de 50 a 100 Å [1, 3].

Si se corta transversalmente un hueso, se puede ver que el tejido óseo se presenta en dos tipos diferentes: sólido o compacto y esponjoso o trabecular, como se ilustra en la Figura 1 [1-3].

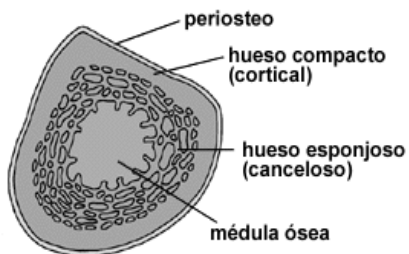


Figura 1. Corte transversal del hueso [4].

El tejido esponjoso y el compacto no se diferencian en su constitución: químicamente son iguales;

sólo se diferencian en su densidad volumétrica, es decir, una masa dada de tejido óseo esponjoso ocupa un mayor volumen que la misma masa formando tejido óseo compacto. El tejido compacto se encuentra principalmente en la parte superficial de los huesos así como en la caña central de los huesos largos, mientras que el esponjoso se encuentra en los extremos de los huesos largos [3].

En el cuerpo humano, los huesos cumplen seis funciones para las cuales están diseñados óptimamente; éstas son: soporte, locomoción, protección de órganos, almacén de componentes químicos, alimentación y transmisión del sonido [3].

1.2 Los injertos óseos

Los injertos óseos son un procedimiento quirúrgico mediante el cual se coloca hueso triturado en los espacios u orificios producidos por fracturas, osteoporosis, causas traumáticas o tumores, esta técnica basa su efectividad en la gran capacidad de regeneración que tiene el sistema óseo. El principio fundamental de esta técnica consiste en estimular al cuerpo para que sustituya tejidos viejos o deteriorados por otros jóvenes [5, 6].

Los injertos se pueden clasificar como autoinjertos o autólogos, que son aquellos donde se utiliza hueso de otra parte de la anatomía del mismo individuo, aloinjertos cuando se usa hueso de un individuo de la misma especie, xenoinjertos o heterólogos cuando el hueso proviene de otras especies, e injertos aloplásticos que abarca a todos los materiales sintéticos biocompatibles [4, 7, 8].

La necesidad de tratar defectos óseos de diferente etiología, magnitud y localización ha estimulado la búsqueda y desarrollo de materiales capaces de sustituir al hueso [9]. Sin embargo, estos nuevos materiales, al igual que el hueso liofilizado, tienen un alto costo por lo que siguen sin resolver la problemática que se presenta en los hospitales venezolanos.

El autoinjerto, pese a ser la opción ideal por su comportamiento en la mayoría de las necesidades [10-13] ya que no produce rechazo y genera la mayor velocidad de regeneración, presenta problemas como la morbilidad intrínseca en su obtención y la limitación en cuanto a su cantidad y morfología,

siendo estas las razones que han impulsado la búsqueda de materiales alternativos [9].

Este trabajo plantea la construcción de un dispositivo para la trituración de huesos con el que se pueda tener control sobre el tamaño de las partículas de hueso producidas ya que varios autores han reportado la importancia de este parámetro en la velocidad de integración del injerto [8,14,15]. De esta forma, se disminuye el costo y tiempo de la cirugía, ya que el costo de los aloinjertos oscila entre 70 y 90 USD por gramo y dependiendo del tipo de defecto o fractura a reparar se requiere entre 3 y 5 gramos de material.

2. METODOLOGÍA

2.1 Dispositivos similares

Durante el desarrollo de la investigación se encontró, que el proceso de trituración de huesos para la realización de injertos autólogos, se realiza con una variedad muy amplia de dispositivos. Sin embargo, todos ellos funcionan desgarrando la superficie de los huesos con herramientas filosas de múltiples formas, o aplastándolos.

En la Figura 2a se muestra un triturador en forma de mortero que reduce el tamaño de las partículas por aplastamiento. En la Figura 2b se observa uno en forma de molino con cuchillas que cortan la superficie del hueso que es empujado contra ellas. En la Figura 3a se presenta un dispositivo que raspa la superficie del hueso con una pequeña cuchilla en su extremo y acumula las partículas en un pequeño recipiente, la Figura 3b muestra un triturador con la forma y función de un alicate, éste funciona colocando los fragmentos de hueso entre sus mordazas y aplicando fuerza para aplastar el material y reducir el tamaño de los fragmentos [16-19].

También se encontraron trituradores que funcionan acoplados a un taladro eléctrico o neumático. El que se muestra en la Figura 4a esta formado por un disco al cual se adhieren herramientas de corte y que se hace girar dentro de un recipiente que contiene el hueso. El de la Figura 4b consiste de una mecha recubierta con un recipiente que recolecta la viruta [20, 21].

Todos estos dispositivos fueron analizados, a fin de definir sus ventajas y desventajas para orientar

de forma correcta el diseño. Sin embargo, las especificaciones técnicas de estos dispositivos comerciales no se conocen y la mayor parte del análisis se realizó con la información de los folletos que las empresas utilizan para la venta de estos productos. Al igual que el tamaño de las partículas que componen el autoinjerto existen estudios que comparan su comportamiento al variar la herramienta y velocidad a la que se tritura el hueso que indican que estos parámetros también influyen en su capacidad para integrarse [22].

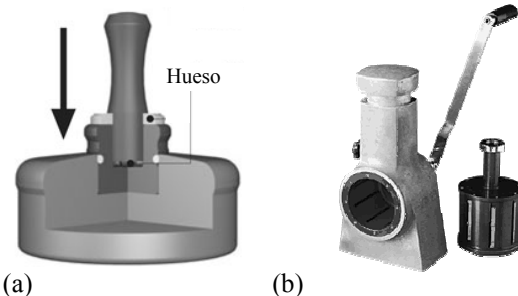


Figura 2. Triturador tipo (a) Mortero, (b) Molino [16, 17].



Figura 3. Triturador tipo (a) Afeitador, (b) Alicates [18, 19].



(b)

En la Universidad de Carabobo, J. Hurtado y otros [23] diseñaron y construyeron el dispositivo que se muestra en la Figura 5. Éste tritura el hueso presionándolo contra un eje que presenta irregularidades en su superficie, luego tiene un sistema de tamizado para el control del tamaño de las partículas de hueso. Este dispositivo, durante las pruebas mostró un rendimiento muy pobre ya que la herramienta de corte realiza una trituración deficiente y lenta, es muy pesado (6 kg) y la pasta que se forma al triturar el hueso queda pegada alrededor del eje, por lo que es imposible realizar el tamizado. Sin embargo, sirvió de punto

de partida para el diseño del dispositivo que se presenta en este trabajo.

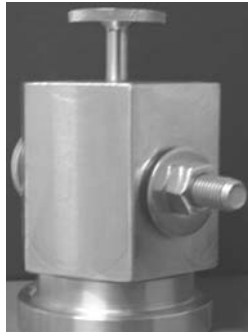


Figura 5. Triturador de huesos [23].

2.2 Características del diseño

Con base en necesidades planteadas por estudios posteriores a éste en los cuales se requiere controlar el tamaño de las partículas de hueso que produce el dispositivo, se fijó como una restricción del diseño que el 60 % de éstas deben medir entre 200 y 400 micras de largo.

Otras limitaciones presentes en el diseño son: Los trozos de huesos a fragmentar tendrán un volumen menor a 4 cm³, el material a triturar será fresco por lo que tendrá un alto porcentaje de humedad, la trituración debe poder ser realizada por una sola persona y de forma manual, y el dispositivo debe ser capaz de soportar cualquier proceso de esterilización.

2.3 Construcción y prueba de un prototipo

Se construyó un prototipo mostrado en la Figura 6 con materiales alternativos (madera y acero al carbono), con el fin de evaluar el funcionamiento y el rendimiento de la herramienta de corte.

La selección de la herramienta de corte se realizó de forma empírica, probando diferentes configuraciones y seleccionándose una tipo estrías. Se realizaron pruebas para determinar el diámetro de las aberturas, triturando trozos de hueso de costilla de bovino fresco. Las herramientas de corte utilizadas se muestran en la Figura 7 y la diferencia básica entre ellas es el diámetro de las perforaciones.

Los resultados de estas pruebas se presentan en la Tabla 1 donde se reporta el diámetro de las estrías de la herramienta y el tamaño promedio de las partí-

culas de hueso que produce.



Figura 6. Prototipo.

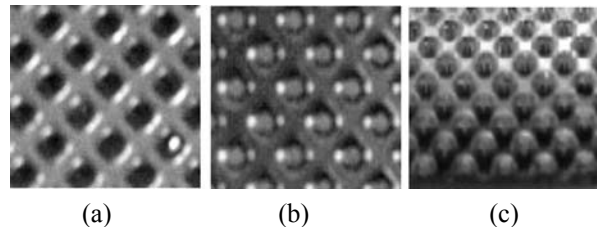


Figura 7. Diámetro de las estrías
(a) Ø: 3 mm, (b) Ø: 2 mm, (c) Ø: 0.25 mm

Tabla 1. Resultados de pruebas para la selección de la herramienta de corte.

Figura 7	Diámetro de Estrías (mm)	Tamaño de Partícula (μ)
a	3	≥ 450
b	2	200 – 400
c	0.25	100 – 200

El procedimiento utilizado para la medición del tamaño de partícula comienza por preparar las muestras de hueso triturado fresco siguiendo los siguientes pasos: (1) colocar el material triturado en un recipiente de vidrio esterilizado, (2) eliminar el periostio, agregando agua al recipiente y dejando reposar, ya que éste tiene una densidad menor a la del hueso y sube a la superficie donde es fácil retirarlo, (3) eliminar la humedad exponiendo el hueso que permanece en el fondo del recipiente a una temperatura promedio de 35 °C durante 24 horas.

Una vez deshidratada la muestra se procede a la medición de las partículas utilizando el programa Image Tool, el cual permite determinar el tamaño, área y perímetro de las partículas así como el número de partículas por campo y la desviación estándar. Este programa procesa una fotografía de las partículas tomada con la ayuda de un microscopio y una cámara de New Bawer, que es un porta objetos con una cuadrícula de 1 cm² de área, con divisiones de 40 micras como se muestra en la Figura 8.

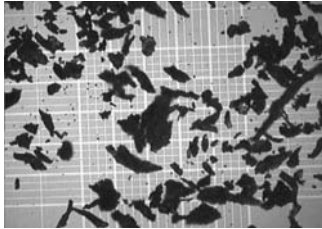


Figura 8. Fotografía de las partículas sobre la Cámara de New Bawer.

Luego de seleccionar la mejor herramienta de corte se realizaron pruebas con el prototipo. En la Tabla 2 se reporta el volumen de hueso de bovino triturado, el tiempo que tomó la operación, el tamaño de las partículas obtenidas y el rendimiento, es decir, el porcentaje de las partículas que se encuentran dentro del rango de tamaño reportado.

Tabla 2. Resultados obtenidos en el prototipo con la herramienta de corte seleccionada.

Muestra	Volumen (cm ³)	Tiempo (min)	Tamaño (μ)	Rendimiento %
1	78.5	20	210 - 350	65
2	80	25	200 - 380	68
3	78.5	20	230 - 350	67

2.4 Selección del material para el triturador

Para la selección del material que se utilizó en la construcción del dispositivo se tomaron en cuenta las exigencias y condiciones de funcionamiento. Por ser un dispositivo de uso quirúrgico, estará sometido a procesos de esterilización donde la temperatura máxima es de 121 °C, y debido a que el material a triturar es fresco, estará en contacto con sangre, que es un líquido muy corrosivo al igual que algunos de los productos químicos utilizados durante la esterilización.

Con base a este criterio se seleccionó el ace-

ro inoxidable austenítico AISI 316, ya que es resistente a los fluidos corrosivos, soporta sin inconvenientes los procesos de esterilización y debido a su alta resistencia mecánica permite el diseño de un dispositivo de pequeñas dimensiones. Con la idea de disminuir el peso se intentó utilizar materiales plásticos, pero éstos a pesar de poseer propiedades mecánicas y térmicas aptas, no son recomendados para dispositivos quirúrgicos debido a que el constante proceso de esterilización produce agrietamientos y fisuras [22].

3. RESULTADOS

Verificados los parámetros de interés en el prototipo, se realizó el diseño de cada una de las piezas que componen el triturador y se calcularon las dimensiones a fin de que no se produzca falla en ningún componente durante su funcionamiento. No se realizaron cálculos por fatiga debido a que la velocidad de giro del eje es de 20 RPM y el número de intervenciones quirúrgicas es aproximadamente 15 al mes.

El dispositivo está constituido por 4 piezas, como se muestra en la Figura 9. El diseño de las mismas se realizó siguiendo el orden de aplicación de la fuerza para realizar el proceso de trituración. Las piezas que lo componen son:

Punzón (1): conformado por una manija circular y un cilindro roscado con filete Acme, cuya función es transmitir la fuerza aplicada por el usuario al material óseo a triturar, de forma que se mantenga el contacto entre éste y la herramienta de corte, mientras se realiza la operación. Su diámetro (30 mm) limita el tamaño del trozo de hueso que se puede triturar.

Eje y herramienta de corte (3): El eje sobre el que se encuentra la herramienta de corte, permite transmitir la fuerza necesaria para que se realice la trituración del hueso. Para determinar las dimensiones del eje, se realizó un estudio de las cargas que actúan sobre él y se seleccionó el diámetro comercial inmediato superior (12,5 mm). La herramienta de corte se encuentra ubicada en la parte media del eje. La fijación se diseñó con soldadura.

Carcasa (2, 4): El diseño de la carcasa está basado en la comodidad del usuario. Su forma rectangular permite tomarlo con una mano sin dificultad durante el proceso de trituración. Está constituido por una tapa superior (2) y una tapa inferior (4), las cuales se

encuentran unidas por bisagras y seguros.

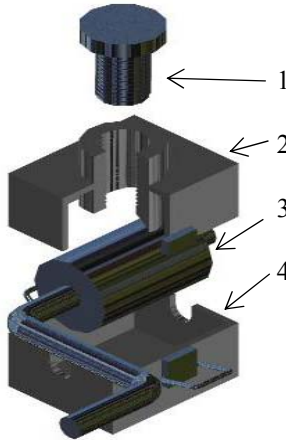


Figura 9. Partes del dispositivo construido.

El espesor de pared obtenido en los cálculos fue muy pequeño, por lo que se seleccionó una lámina de 4 mm de espesor pues éstas se unirán con soldadura, y láminas de espesores menores a éste se debilitan y deforman al soldarse.

Luego de construir y ensamblar el dispositivo final, mostrado en la Figura 10, se procedió a realizar pruebas con hueso de bovino fresco. Los resultados de estas pruebas se presentan en la Tabla 3. Uno de los aspectos resaltantes es el rendimiento, ya que éste, en general, es muy parecido al del prototipo. Sin embargo el tamaño de las partículas es menor debido al daño que sufrieron las estrías durante la prueba.



Figura 10. Dispositivo final.

El deterioro que sufrió la herramienta de corte durante las pruebas, consistente en el aplastamiento de las estrías, se puede observar en la Figura 11. Se determinó que éste fue causado por la variación de los esfuerzos que se producen durante la trituración, debido a la manera en que se ejerce presión sobre el hueso contra la herramienta de corte. La rosca obliga a que

Tabla 3. Resultados de pruebas realizadas con el dispositivo final.

Prueba	Volumen Inicial (cm ³)	Volumen Final (cm ³)	Tiempo (min)	Tamaño Promedio (μ)	Rendimiento (%)
1	23,50	17,70	20	226	65
2	15,70	7,85	25	208	63
3	15,70	7,85	25	203	66

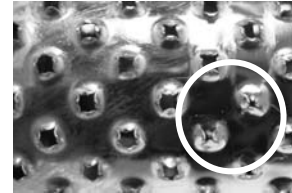


Figura 11. Daños en la herramienta de corte del dispositivo final.

la separación entre el punzón y la herramienta de corte sea constante. Sin embargo, al girar la herramienta el hueso con morfología irregular cambia de posición causando un aumento de la presión capaz de dañar las estrías.

Esta falla no se presentó en el prototipo, a pesar de que la herramienta de corte de éste es de un material de menor resistencia, debido a que el prototipo al tener una carcasa de madera con las tapas débilmente unidas, cedía al aumentar la fuerza permitiendo que la herramienta empujara al hueso y así disminuir la presión entre éste y la herramienta. Esto no puede ocurrir en el dispositivo final ya que todas sus partes están firmemente unidas.

4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

El 65 % de las partículas de hueso de costilla de bovino obtenidas con el dispositivo final tiene un tamaño comprendido entre 200 y 400 micras. Este rendimiento se obtuvo utilizando una herramienta de corte con estrías de 2 mm de diámetro. Con base en el análisis realizado con respecto a la falla de la herramienta de corte, se recomienda modificar la forma en que se ejerce presión sobre el hueso durante el proceso de trituración (eliminando la rosca) de forma que el usuario pueda controlar la presión que se ejerce con la mano, y así asegurar que el material a triturar este en contacto con la herramienta.

Como el rendimiento del dispositivo está muy relacionado con las propiedades mecánicas del material que tritura, se recomienda realizar pruebas con huesos con distintos espesores de capa cortical para determinar la influencia que este factor tiene en el rendimiento y en el tiempo del proceso de trituración. La máxima cantidad de hueso que puede procesar el dispositivo es de 3 cm³ con unas dimensiones aproximadas de 1,5 cm x 2 cm x 1 cm.

Luego de modificar el dispositivo para eliminar el aplastamiento de las estrías, se recomienda realizar un estudio de durabilidad y desgaste de la herramienta de corte para determinar su vida útil.

El dispositivo presenta un funcionamiento adecuado y el producto generado (pasta de hueso) será de gran utilidad en el estudio de la influencia del tamaño de las partículas en la regeneración ósea, por lo que se recomienda continuar con el estudio hasta obtener resultados que permitan verificar o refutar la hipótesis planteada sobre la influencia del tamaño de partícula en la regeneración del hueso, así como las ventajas y desventajas de la utilización de autoinjerto.

5. AGRADECIMIENTOS

La construcción del dispositivo fue financiada parcialmente por el CDCH-UC según oficio N° 698 del 2004.

REFERENCIAS

- [1] J.A. Buckwater, M.J. Glimcher, R.R. Cooper y R. Recker, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 77-A, 1995, pp. 1256-1275.
- [2] www.latinsalud.com/articulos/00922.asp?ap=3, ultimo acceso Julio 2004
- [3] M. C. Piña Barba, "La física de la Medicina", Fondo de Cultura Económica, México, 1998, ISBN-968-16-5701-2. http://omega.ilce.edu.mx:3000/sites/ciencia/volumen1/ciencia2/37/htm/sec_5.htm
- [4] www.lovimedica.com.mx/, ultimo acceso Julio 2004
- [5] F. Herrera, M. Sapia, G. Scadding y A. Virgillito, Escuela Superior de Implantología, Bs. As. Argentina, 2003. http://esiargentina.com.ar/trab_plasma.htm
- [6] J.W. Poser, *Folia Traumatológica Lovaniensia*, 2001, pp. 30-33
- [7] A.E. Gross, C.P. Duncan, D. Garbuz, y M. Elsayed Morsi, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 80-A, 1998, pp. 440-451. www.traumazamora.org/articulos/revicotilo/
- [8] Pallesen L, Schou S, Aaboe M, Hjorting-Hansen E, Nattestad A, Melsen F., "Influence of Particle Size of Autogenous Bone Grafts on the Early Stages of Bone Regeneration: a Histologic and Stereologic Study in Rabbit Calvarium", *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002 Jul-Aug; vol. 17(4), pp 498-506.
- [9] J. Gil, R. Garrido, R. Gil y M. Melgosa, *MAPFRE MEDICINA*, 14, 2003, pp. 51-65.
- [10] Canosa Sevillano R., Pérez Blanco R., *Revista de Ortopedia y Traumatología*, 361B, 1992, pp. 128-134.
- [11] E.C. Shors, *Orthopedics Clinic North Am*. 30, 1999, pp. 599-613.
- [12] J.M. Lane, E. Tomin y M.P. Bostrom, *Clinic Orthopedics*, 367-S, 1999, pp. 107-117.
- [13] M.W. Chapman, *Operative Orthopaedics*. Philadelphia, J B Lippincott, 1993, pp. 139-149.
- [14] Springer IN, Terheyden H, Geiss S, Harle F, Hedderich J, Acil Y., "Particulated bone grafts effectiveness of bone cell supply", *Clin Oral Implants Res*. 2004 Apr; vol. 15(2) pp 205-212.
- [15] Xu H, Shimizu Y, Asai S, Ooya K., "Experimental sinus grafting with the use of deproteinized bone particles of different sizes", *Clin Oral Implants Res*. 2003 Oct; vol. 14(5), pp 548-555.
- [16] www.metahosp.it, ultimo acceso Julio 2004
- [17] www.orthosonics.com/bonemill.htm, ultimo acceso Julio 2004
- [18] www.maxilon.com/mx-grafter_Instrument/mx-grafter_instrument.html, ultimo acceso Julio 2004
- [19] www.ghartzellandson.com, ultimo acceso Julio 2004
- [20] www.citagenix.com, ultimo acceso Julio 2004
- [21] www.citagenix.com/home.html, ultimo acceso Julio 2004
- [22] W. Rostoker, J.O. Galante, *Journal of Biomedical Materials*, 13(6), 1979, pp. 957-964.
- [23] J. Hurtado, y A. Nuñez, "Diseño y construcción de un triturador de huesos". Tesis de grado. Escuela de Ing. Mecánica. Universidad de Carabobo. Venezuela. 2003.