

Artículo original

# Determinación de los cambios en altura y densidad ósea después de un proceso de preservación con un sustituto óseo sintético.

## Determination of changes in height and bone density after process preservation with synthetic bone substitute

Sandra-Lorena HENAO<sup>1</sup>, Lina-Mariel MORALES<sup>1</sup>, Carlos VALENCIA<sup>2</sup>, Sandra ARCE<sup>3</sup>, Adriana JARAMILLO<sup>4</sup>, Carlos CRUZ<sup>5</sup>, Carlos MARTÍNEZ<sup>6</sup>.

1. Odontóloga, Especialista en Rehabilitación Oral, Universidad del Valle (Cali, Colombia), 2. Odontólogo, Especialista en Implantología Oral y Reconstructiva, Escuela de Odontología, Universidad del Valle (Cali, Colombia), 3. Ingeniera, Facultad de Ingeniería, Universidad Autónoma de Occidente (Cali, Colombia), 4. Odontóloga, Magíster en Ciencias Básicas, Magíster en Epidemiología, Escuela de Odontología, Universidad del Valle (Cali, Colombia), 5. Licenciado en Matemáticas y Física, Escuela de Odontología, Universidad del Valle (Cali, Colombia), 6. Odontólogo, Magíster en Epidemiología, Escuela de Odontología, Universidad del Valle (Cali, Colombia).

### RESUMEN

**Objetivo:** Determinar los niveles de altura y densidad ósea alcanzada en alvéolos postexodoncia, 15 días y tres meses después de ser injertados con un sustituto óseo experimental.

**Materiales y Métodos:** Se distribuyeron aleatoriamente 37 alvéolos postexodoncia en dos grupos, uno experimental (n=21) y otro control (n=16). En el grupo experimental se utilizó un material compuesto por  $\beta$ -Fosfato tricalcico y quitosano, en el grupo control se empleó un producto comercial compuesto por una mezcla bifásica de hidroxiapatita (HA) y fosfato tricalcico (TCP). Se realizaron tomografías a los 15 días y 3 meses postquirúrgicos determinando niveles óseos (altura y anchura en la zona injertada); también se determinó la densidad ósea utilizando unidades Houns-

field. La información obtenida se procesó con la aplicación STATA versión 13. Se calcularon frecuencias para el sexo, tipo de alvéolo y tipo de injerto utilizado, y para las variables numéricas de edad, densidad ósea, altura ósea, grosor crestal, se establecieron promedios y desviación estándar. El nivel de confianza se estableció en 95% y el nivel de significancia en 5%.

**Resultados:** Al comparar la densidad y altura ósea en los dos grupos no se encontraron diferencias estadísticamente significativas, pero si al comparar el ancho en la zona de la cresta ( $p<0.05$ ).

**Conclusiones:** El biocompuesto cerámico con quitosano mostró ser útil en preservar niveles óseos en los alvéolos postexodoncia y presentó diferencias estadísticamente significativas en el ancho del reborde.

**Palabras clave:** Preservación, alvéolo, biocompuesto, quitosano, fosfato.

### SUMMARY

**Aim:** Determine bone density and height reached fifteen (15) days and three (3) months after being grafted an sockets with a synthetic bone substitute and compared with experimental ceramic biocomposite.

**Materials and Methods:** Thirty-seven sockets (37) selected randomly were grafted in clinics of the University of Valle, sixteen sockets (16) for control group and twenty (21) for the experimental group. CT scans were performed at 15 days and 3 months post-surgery determining bone levels: vertical height and width in the grafted area; bone density is also determined by analyzing Hounsfield units. The information obtained was processed with the STATA version 13 application frequencies for gender, type of socket and type of graft used, and for numeric variables of age, bone density, bone height, thickness crestal, averages were established and deviation were calculated standard. The confidence level was set at 95% and the significance level of 5%.

**Results:** Bone density and height, no statistically significant differences between the intervention group (group 1) and control (group 2). For peak thickness statistically significant differences ( $p<0.05$ ). The variation or change between start and end of follow within each group found that there is no statistically significant difference.

**Conclusions:** The ceramic biocomposite with chitosan and graft tricalcium phosphate and hydroxyapatite no statistically signi-

Recibido para publicación: Noviembre 03 de 2015  
Aceptado para publicación: Abril 12 de 2016  
Correspondencia:  
S. Henao, Universidad del Valle  
jhonosca@hotmail.com



ficant differences in density and height in the scans at 15 and 90 days. The bone width showed statistically significant differences.

**Key words:** Preservation, socket, biocomposite, chitosan, phosphate.

## INTRODUCCIÓN

El proceso alveolar es un tejido dependiente del diente que se desarrolla en forma simultánea a la erupción del mismo. El diente está anclado a los maxilares a través del hueso circundante en el que las fibras del ligamento periodontal se interdigitan. Tanto el volumen como la forma de la cresta alveolar es determinada por la forma del diente, el eje de erupción y eventualmente la inclinación. Subsecuentemente a la remoción del diente, el proceso alveolar se tornará atrófico y el hueso circundante en el sitio obviamente perderá su función y desaparecerá.<sup>1</sup>

Después de las extracciones dentales ocurre la reducción fisiológica de las apófisis alveolares, hasta llegar a la atrofia alveolar. La atrofia alveolar se considera de etiología multifactorial. Existen diversos factores relacionados de los cuales se han descrito las consideraciones anatómicas, mecánicas, sexo y morfología facial, la enfermedad periodontal preexistente, trastornos sistémicos, endocrinos y factores dietéticos, la atrofia además es una de las condiciones bucales más incapacitantes y su razón reside en que es crónica, progresiva, acumulativa e irreversible.<sup>2,3</sup>

La proporción de hueso que más se pierde después de una extracción dental es la dimensión horizontal y ocurre principalmente en el aspecto facial de la cresta. También hay pérdida de altura en la cresta, siendo más pronunciada en la cara vestibular. Este proceso de reabsorción resulta en una cresta más corta y delgada y el efecto de este patrón de resorción es el reposicionamiento de la cresta a una posición más palatino/lingual. El tamaño de la cresta residual, se reduce rápidamente en los primeros seis meses; pero la actividad de reabsorción de

hueso en la cresta residual continua durante toda la vida en forma lenta, resultando en la remoción de grandes cantidades de estructura ósea.<sup>3</sup>

Para prevenir la pérdida ósea se ha implementado la técnica de preservación de rebordes, la cual consiste en utilizar un injerto o sustituto óseo para llenar la cavidad que queda después de retirar el diente, esto impedirá inicialmente que las células del tejido blando que tienen una tasa de proliferación más rápida que la del mismo hueso invada la cavidad. El injerto utilizado como relleno va a actuar como una matriz que estimularía la diferenciación celular osteogénica y la vasculogénesis para que este injerto sea remplazado por tejido óseo normal. La utilización de injertos se ha convertido en una práctica clínica rutinaria en todas las disciplinas quirúrgicas que actúan sobre tejido óseo. El material experimental utilizado está compuesto de una fase sólida formada principalmente por  $\beta$ -fosfato tricálcico y una fase líquida constituida por quitosano. El Fosfato Tricálcico, es un cemento poroso de calcio, que presenta un tamaño de partícula de 1.4-2.8 mm con una porosidad de 60% a 75% y un tamaño de poro de 100-400  $\mu$ m. Presenta una resistencia compresiva comparada a la del hueso.<sup>4,5</sup>

La capacidad de biodegradación se debe gracias a su composición química, estructura cristalográfica, densidad y microporosidad. A pesar de todas estas propiedades, una desventaja del fosfato de calcio como material de injerto son sus pobres propiedades mecánicas e interacción tisular. La literatura reporta estudios que muestran en modelos animales (ratas) que agregándole alúmina que es bien tolerado por los tejidos se mejora la integración tisular del fosfato de calcio.<sup>6</sup>

Kurashina *et al* en 1997 evaluó tres compuestos en una presentación de pasta, los compuestos eran fosfato tricálcico, fosfato dicálcico dibásico y monóxido tricálcico fosfatado. Encontraron a nivel radiográfico e histológico una buena implantación del

cemento sin migración, formación activa de hueso alrededor del cemento.<sup>7</sup>

Yao *et al* en el 2005 evaluaron la compatibilidad de los tejidos y el potencial para acelerar la reconstrucción de compuestos óseos por el fosfato tricálcico comparado con un composite gelatinoso implantados en defectos craneales de conejos, encontrando un reemplazo progresivo del fosfato tricálcico por nuevo hueso.<sup>8</sup> Estos resultados fueron confirmados con los obtenidos por Chang-Lim *et al* en el 2010, quienes compararon el fosfato tricálcico de vidrio con un fosfato tricálcico bifásico respecto a su capacidad de regeneración ósea y concluyeron que ambos tipos de fosfatos tricálcicos tienen un efecto osteoconductor, y un buen potencial para mejorar la capacidad de formación ósea.<sup>9</sup>

El fosfato tricálcico también ha sido utilizado para el aumento de reborde en perros beagles a nivel del maxilar. Los resultados histológicos obtenidos en el estudio de Sato y Colsen en 2009, mostraron la formación de hueso nuevo en los sitios injertados con fosfato tricálcico a los 6 meses.<sup>10</sup>

El quitosano es un deacetilado derivado de quitina, un biopolímero natural de alto peso molecular y el segundo más abundante encontrado en los depósitos de crustáceos marinos y en las paredes celulares del hongo. Es un polisacárido compuesto por glucosamina y N-acetil glucosamina. La naturaleza catiónica del quitosano es el principal responsable de las interacciones electrostáticas con los aniones de glicosaminoglicanos, proteoglicanos y otras moléculas cargadas negativamente. Esta propiedad es interesante porque grandes números de citoquinas y factores de crecimiento están unidos a glicosaminoglicanos (heparina y heparan sulfato) y a un andamiaje conformado por quitosano-glicosaminoglicanos que pueden retener y concentrar factores de crecimiento secretados por células colonizadoras.<sup>11</sup>

El quitosano tiene varias propiedades, entre ellas la facilidad para su procesamiento lo

que permite formar estructuras porosas y una actividad antibacteriana intrínseca lo que permitió reducir la tasa de infección de la osteomielitis experimental, inducida por *Staphylococcus aureus* en conejos.<sup>11-12</sup>

El quitosano ha sido añadido al cemento de fosfato de calcio y usado para el relleno de defectos óseos en huesos craneales; el biomaterial obtenido fue biocompatible, osteoconductor, bioabsorbible y permitió el remodelado. Se ha observado que añadiendo quitosano al cemento de fosfato de calcio se obtiene un efecto de sinergia con las cualidades osteoconductoras del fosfato.<sup>11,12</sup>

Algunas propiedades del quitosano consisten en que permite ser moldeado en variadas formas y también que posee excelente habilidad para formar estructuras porosas. Los andamiajes porosos son generados por medio de soluciones de quitosano congeladas y liofilizadas que generan el material poroso.<sup>13</sup>

Igualmente se realizó un estudio de biocompatibilidad *in vivo*, siguiendo los parámetros de la norma técnica ISO 10993-6, el cual mostró que el biomaterial es compatible en tejido dérmico, muscular y óseo,<sup>14</sup> Cruz *et al* en el 2012 evidenciaron neoformación ósea en un defecto de tamaño crítico (5 mm) en hueso parietal de ratas Wistar.<sup>15</sup>

Cuando se injerta una zona con el objetivo de realizar una rehabilitación implanto soportada es importante que las características del tejido neoformado sean similares a las del hueso nativo, debido a que el tipo y la arquitectura del hueso influyen en su capacidad de soportar la carga y se ha demostrado que una calidad baja de hueso está asociada con mayores tasas de fracasos de los tratamientos implantológicos.<sup>16,17</sup>

Entre los diferentes métodos propuestos para evaluar la densidad y calidad ósea descritos en la literatura se menciona la tomografía computarizada (QCT) que permite estudiar la apariencia trabecular en relación

con el hueso cortical de acuerdo con la clasificación de Lekholm, Zarb y Misch.<sup>16</sup> También se ha propuesto relacionar este sistema de clasificación con la escala de contrastes de Unidades Hounsfield, esta clasificación es una evaluación radiológica y se hace de acuerdo con la relación de hueso cortical y esponjoso.<sup>17</sup> Las HUs (Unidades Hounsfield) se utilizan para evaluar la densidad radiológica de los materiales, y se calculan basadas en la densidad de agua de 0 como referencia, la densidad del aire es -1000, y el material ideal con la mayor densidad es 3000.<sup>16</sup>

## MATERIALES Y MÉTODOS

El objetivo de esta investigación fue determinar los cambios en densidad, altura y anchura ósea en dos grupos de alvéolos injertados el primero con un biocompuesto cerámico experimental y el segundo con un material cerámico comercial, con este fin se distribuyeron aleatoriamente 37 alvéolos postexodoncia en los dos grupos, el experimental con un número de 21 y el comercial o control con un número de 17.

Para realizar las comparaciones se utilizaron dos estudios tomográficos, el primero a los 15 días postquirúrgicos y el segundo después de 90 días.

En el grupo experimental se utilizó un material desarrollado en la Facultad de Ingeniería de la Universidad Autónoma de Occidente en Cali, Colombia, compuesto en su fase sólida principalmente por  $\beta$ -Fosfato tricalcico y en su fase líquida constituida por Quitosano. Como producto control se utilizó *GenPhos HA TCP*® un material comercial compuesto por un bifásico de hidroxiapatita sintética y fosfato tricalcico.

Las tomografías permitieron determinar y comparar niveles óseos (altura y anchura en la zona injertada) y la densidad ósea utilizando unidades Hounsfield. La información obtenida se procesó con la aplicación STATA versión 13. Se calcularon frecuencias para el sexo, tipo de alvéolo y tipo de injerto utilizado, y para las va-

riables numéricas de edad, densidad ósea, altura ósea, grosor crestal, se establecieron promedios y desviación estándar. Fueron aplicadas las pruebas de normalidad de Shapiro Wilk para la determinación de la normalidad de las variables numéricas. El análisis fue complementado con el contraste de las medidas numéricas al inicio y al final mediante prueba T pareada. El nivel de confianza se estableció en 95% y el nivel de significancia en 5%.

Esta investigación fue aprobada y supervisada por el comité de ética humano de la Universidad del Valle en Cali, Colombia.

- Determinación de la densidad: Utilizando la herramienta presente en el software de archivos Dicom NNT Se determinaron los cambios en la densidad al comparar tomografías iniciales realizadas en el postquirúrgico inmediato (15 días) con tomografías tomadas después de 90 días, con base a la correlación de unidades Hounsfield (Hu).
- Determinación de la calidad ósea: Se midió en forma indirecta con base al promedio en unidades Hounsfield de la densidad ósea de la zona injertada, de acuerdo a la clasificación de Lekholm y Zarb. En la medición se incluyeron las corticales (Vestibular y Lingual/Palatina). Las mediciones fueron realizadas por un mismo operador, los valores de las unidades Hounsfield se expresaron en números enteros sin tener en cuenta los rangos de desviación estándar (Tabla 1).
- Determinación de altura de niveles óseos: Utilizando la herramienta para medida presente en dicho software se midió la altura en la zona injertada del proceso alveolar a los 15 y 90 días tomando 1 punto central (parte media del proceso alveolar desde la cresta al sitio anatómico más cercano). Tomando como referencias sitios anatómicos como zonas crestales, piso de fosas nasales, piso de senos maxilares, espina nasal anterior, cortical superior del canal mandibular, etc., obteniendo

medidas de altura constante, pérdida o ganancia a nivel de altura ósea y de reborde.

- Determinación de anchura de niveles óseos: Se midió la anchura en la zona injertada del proceso alveolar a los 15 y 90 días tomando 3 puntos (Crestal-medio y la parte más apical del proceso alveolar), obteniendo medidas de anchura constante, pérdida o ganancia a nivel de anchura ósea y grosor de reborde.

## RESULTADOS

La edad de los participantes se encontró entre los 45 y los 77 años de edad con un promedio general de 58.13 +/- 8.84 años sin diferencias estadísticamente significativas.

En el presente estudio se incluyeron 20 (54.05%) alvéolos provenientes de pacientes de sexo femenino y 17 (45.95%) del sexo masculino. Con respecto al tipo de injerto utilizado, de los 37 alvéolos analizados, 21 (55.76%) recibieron injertos del biocompuesto cerámico con quitosano (BC+Q) (Grupo 1) y 16 (43.24%) recibieron injerto de Hidroxiapatita y fosfato tricálcico *GenPhos HA TCP®* (Genius-Baumer), (Grupo 2 o control).

El tiempo de seguimiento (desde la cirugía hasta la tomografía T2=Final), 207.23 +/-94.87 días (62-369) para el grupo de intervención del biocompuesto cerámico con quitosano y de 179 +/- 93.26 días (84-362) para el grupo de intervención de hidroxiapatita y fosfato tricálcico, además, entre la cirugía y la primera tomografía de control transcurrió en promedio 25.52 +/- 27.24 días en el grupo del biocompuesto cerámico con quitosano y de 25.52 +/- 21.11 días en el grupo de hidroxiapatita y fosfato tricálcico

El alvéolo intervenido con mayor frecuencia fue el correspondiente al incisivo central superior con 16,22%, seguido del primer premolar superior e incisivo central inferior con 13.51% cada uno (Tabla 2). En promedio, el lapso de tiempo entre la

**Tabla 1.** Densidades óseas de acuerdo a la clasificación de Lekholm y Zarb\*

Calidad ósea	Rango HU (Unidades Hu)
Tipo I	> 850 unidades Hu
Tipo II Y III	500 < HU < 850Hu
Tipo IV	0 < HU < 500Hu
Tipo IV (Zona Fallida)	< 0

\*Tomada y adaptada de *Consideration of Various Bone Quality Evaluation Methods*.<sup>16</sup>

**Tabla 2.** Frecuencia de Alvéolos en línea de base

Nombre de Alvéolo	Inicio	
	n	%
UI1	6	16.22
UI2	3	8.11
UC	2	5.41
UP1	5	13.51
UP2	3	8.11
UM1	3	8.11
UM2	2	5.41
LI1	5	13.51
LI2	4	10.81
LC	2	5.41
LP1	1	2.70
LP2	1	2.70
Total	37	100.00

**Tabla 3.** Variables radiográficas al inicio del estudio (Tomografía inicial)

Variables	Grupo 1		Grupo 2		p
	Promedio	DE	Promedio	DE	
Densidad Ósea	988.02	373.5	1018.14	360.65	0.6919
Altura Ósea (mm)	13.87	2.77	12.22	4.67	0.1839
Grosor Cresta (mm)*	5.65	1.72	7.5	2.47	0.0104
Grosor Medio (mm)	6.98	2.19	8.43	2.55	0.0680
Grosor Base (mm)	8.92	2.50	9.42	2.43	0.5443

DE: Desviación estandar  
\*p<0.05, significancia estadística t-student  
Prueba de U-MannWithney

primera y segunda tomografía 181 días y de 153 días para grupo 1 y 2, respectivamente. Al inicio del estudio, la edad de los participantes fue en promedio 57 años para el

grupo tratado con injerto de biocompuesto cerámico con quitosano y de 59 años para quienes recibieron injerto de hidroxiapatita y fosfato tricálcico.

Con respecto a la densidad ósea, altura ósea, grosor medio, grosor de base ósea, no se identificaron diferencias estadísticamente significativas al inicio del estudio entre los grupos de intervención (grupo 1) y control (grupo 2). Mientras que para grosor de cresta si se identificaron diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.05$ ) (Tabla 3, Figura 1-5). El mismo comportamiento se evidenció en la tomografía final en donde las mismas variables no presentaron diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos, y la diferencia en grosor de la cresta fue diferente con significancia estadística (Tabla 4, Figura 6-7).

En cuando a la variación o cambio entre inicio y final al interior de cada grupo se encontró que no existen diferencias estadísticamente significativas entre el inicio y el final del seguimiento (Tabla 5).

## DISCUSIÓN

En el presente estudio se realizó el análisis del comportamiento de dos materiales para injertos óseos en la preservación de alvéolos post exodoncia, uno de origen aloplástico (*GenPhos HA TCP® genius-Baumer*) y una cerámica bioactiva con quitosano, los cuales podrían ser una alternativa a los sustitutos óseos de origen homólogo (banco de huesos), o de otras especies (xenoinjertos).

En esta investigación se planteó la evaluación de las medidas en cuanto a altura y densidad ósea alcanzada al utilizar los dos materiales a los 15 días y después de 90 días de colocados, para evaluar si la aplicación de este producto puede tener una significancia clínica en cuanto a la reducción de los defectos óseos post-exodoncia, proporcionando un soporte funcional y estético para una rehabilitación aceptable en la zona.

Las evaluaciones para mirar cambios en la densidad ósea se pueden hacer a partir del primer mes, ya que el “creeping substitution” en humanos empieza aproximadamente a los 28 días, y se completa a los 3 meses en maxilar inferior y 6 meses en maxilar superior, por esta razón lo ideal es

**Tabla 4.** Variables radiográficas al final del estudio (Tomografía final)

Variables	Grupo 1		Grupo 2		p
	Promedio	DE	Promedio	DE	
Densidad Ósea	1052.35	390.45	1020.5	334.61	0.7997
Altura Ósea (mm)	13.88	2.95	11.92	4.59	0.1293
Grosor Cresta (mm)*	5.7	1.54	7.3	2.83	0.0363
Grosor Medio (mm)	7.1	2.18	8.74	2.69	0.0520
Grosor Base (mm)	9.32	2.77	9.82	1.94	0.5596

DE: Desviación estandar

\* $p < 0.05$ , significancia estadística t-student

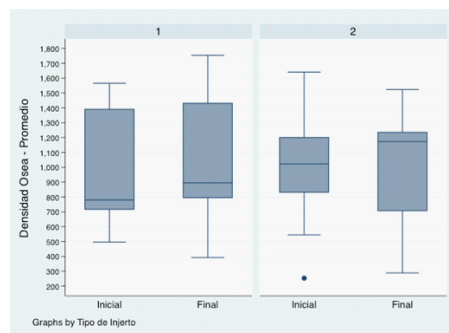
Prueba de U-MannWithney

**Tabla 5.** Variables radiográficas durante seguimiento del estudio

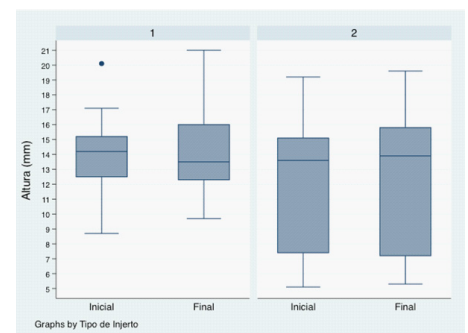
Variables	Inicio		Final		p
	Promedio	DE	Promedio	DE	
Grupo 1					
Densidad Ósea	988.02	373.5	1052.35	390.45	0.0068
Altura Ósea (mm)	13.87	2.77	13.88	2.95	0.9885
Grosor Cresta (mm)*	5.65	1.72	5.7	1.54	0.8546
Grosor Medio (mm)	6.98	2.19	7.1	2.18	0.6516
Grosor Base (mm)	8.92	2.50	9.32	2.77	0.1485
Grupo 2					
Densidad Ósea	1018.14	360.65	1020.5	334.61	0.9567
Altura Ósea (mm)	12.22	4.67	11.92	4.59	0.9433
Grosor Cresta (mm)*	7.5	2.47	7.3	2.83	0.1660
Grosor Medio (mm)	8.43	2.55	8.74	2.69	0.9161
Grosor Base (mm)	9.42	2.43	9.82	1.94	0.8187

DE: Desviación estandar

\* $p < 0.05$ , significancia estadística t-student



**Figura 1.** Distribución de la densidad ósea (promedio) al inicio y al final (tomografía de control).



**Figura 2.** Distribución de la altura ósea al inicio y al final (tomografía de control).

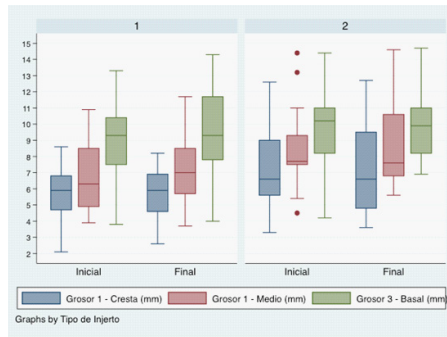
tomar un rango de 3 a 6 meses en humanos. Razón por la cual en este estudio se planteó comparar los resultados tomográficos a los 15 y 90 días teniendo en cuenta que ya se deberían observar cambios en la densidad del tejido óseo neoformado.

Se utilizó un material experimental con tamaño de partícula menor a 100 micrómetros y un material comercial compuesto por hidroxiapatita y fosfato tricálcico en relación 70/30 con tamaño de partícula menor a 200 micrómetros, por este motivo para determinar el momento para la evaluación tomográfica se tuvo en cuenta que el fosfato se reabsorbe en su mayor parte a los 30 días, luego sigue un periodo de formación y reabsorción, por lo que tres meses es ideal para tener una imagen de neoformación ósea sin correr el riesgo que esté completamente reemplazado a los seis meses.

Recientes investigaciones plantean la aplicación de cerámicas bioactivas, compuestas principalmente por  $\beta$  Fosfato Tricálcico y quitosano, como injertos para el mantenimiento de alvéolos post-exodoncia y de fosfato tricálcico que tiene una composición similar a la apatita biológica que conforma la parte inorgánica del tejido óseo, y es muy empleado en regeneración ósea debido a sus propiedades de osteoconducción.<sup>4</sup>

Kurashina en 1997 realizó un estudio experimental encontrando una neoformación de hueso activa 6 meses después de su implantación, y el contacto del hueso al biocompuesto fue íntima y directa sin intervención de tejidos blandos.<sup>7</sup>

Yao *et al* en el 2005 evaluaron radiográfica e histológicamente, encontrando que el compuesto de fosfato tricálcico estuvo íntimamente incorporado con el hueso que lo rodea provocando mínima respuesta inflamatoria, no presentando ningún efecto adverso sobre los tejidos del cerebro; las radiografías mostraron un crecimiento de hueso nuevo en el defecto de la calota, e histológicamente se encontró un reemplazo progresivo del fosfato tricálcico por nuevo hueso.<sup>8</sup>



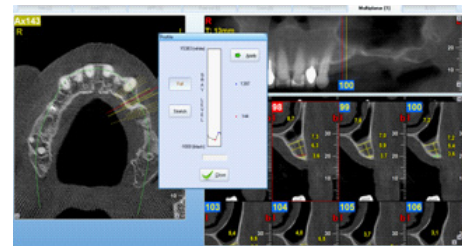
**Figura 3.** Distribución de las variables de espesor de tabla ósea crestal, media y basal al inicio y al final (tomografía de control).

Los estudios de biocompatibilidad realizados al quitosano muestran que una lisozima es la principal enzima responsable de la degradación *in vivo* del quitosano a través de la hidrólisis.<sup>12</sup> Muchas investigaciones han examinado la respuestas de los tejidos del huésped a los implantes de quitosano, y en general estos no provocan una reacción mínima como cuerpo extraño, ni encapsulación fibrosa. La cicatrización se da con la formación de un tejido de granulación asociado a una angiogénesis acelerada.<sup>12</sup>

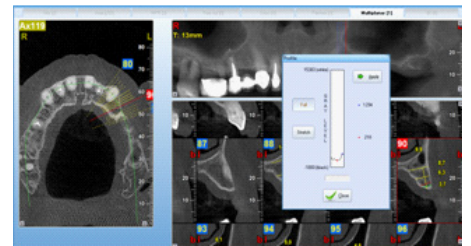
La terapéutica clínica para la realización de rehabilitaciones exitosas en función y estética requiere procesos alveolares estables en todos sus diámetros y dimensiones, esto se logra mediante la aplicación de injertos con fosfato tricálcico en alvéolos post exodoncia, el cual ha sido ampliamente investigado, comprobando su aplicabilidad clínica y estabilidad. Por el contrario los injertos de cerámicas bioactivas han empezado a ser estudiadas recientemente para ser aplicados en la preservación de alvéolos post exodoncias y por lo tanto requieren mas estudios para comprobar su aplicación clínica para la preservación de alvéolos y estudios comparativos entre los diferentes tipos de injertos utilizados para este fin.

### CONCLUSIONES

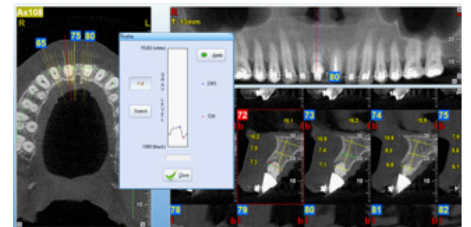
Teniendo en cuenta las variables densidad y altura ósea, no se presentaron diferencias estadísticamente significativas entre los dos



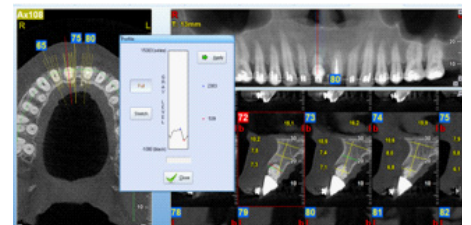
**Figura 4.** Tomografía inicial (biocompuesto cerámico con quitosano BC+Q).



**Figura 5.** Tomografía final (biocompuesto cerámico con quitosano BC+Q).



**Figura 6.** Tomografía inicial (Injerto de hidroxiapatita y fosfato tricálcico GenPhos HA TCP - genius-Baumer).



**Figura 7.** Tomografía final (Injerto de hidroxiapatita y fosfato tricálcico GenPhos HA TCP - genius-Baumer).

grupos investigados. Por otra parte para el grosor de cresta se encontraron diferencias estadísticamente significativas.

Los resultados mostraron que el material experimental conservó adecuadamente los

niveles óseos superando incluso al material comercial en conservación de anchura de reborde.

## AGRADECIMIENTOS

A la Universidad del Valle y a la Universidad Autónoma de Occidente por el apoyo económico y en materiales a este proyecto de investigación. Los autores no reportan ningún conflicto de interés.

## REFERENCIAS

1. García O, Arredondo M. Evolución en el tratamiento de la atrofia alveolar. Revista cubana de estomatología [revista on-line].2002. Disponible en: [http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S0034-5072002000200008&script=sci\\_abstract](http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S0034-5072002000200008&script=sci_abstract). Mayo-ago. 2002; 39 (2): 1561-297
2. Fickl S, Schneider D, Zuhr O, Hinze M, Ender A, Jung RE, Hürzeler MB. Dimensional changes of theridgecontourafter socket preservation and buccaloverbuilding: an animal study. Journal of clinical periodontology. 2009; 36(5):442-8
3. Fickl S, Zuhr O, WachtelH, Stappert C, SteinJ, Hürzeler M. Dimensional changes of the alveolar ridgecontour after different socket preservationtechniques. Journal of clinical periodontology. 2010; 35(10):906-13.
4. Pagliai A. Aumento de la cresta alveolar. Trabajo de diploma. Diplôme D'Université D'Implantologie Orale et Maxillo-Faciale; 2001. p. 50-54
5. Ohura K, Bohner M, Hardouin P, Lemaitre J, Pasquer G, Flautre B. Resorption of, and bone formation from, new B-phosphate cements: An in vivo study. J Biomed Mater Res A. 1996; 30(2),193-200
6. Madihally SV, Matthew WT. Porous chitosan scaffolds for tissue engineering. Biomaterials 1999; 20(12):1133-1142.
7. Kurashina K, Kurita H, Takeuchi H, Hirano M. In vivo study of calcium phosphate cement consisting of  $\beta$ -tricalcium phosphate/dicalcium phosphate dibasic/tetracalcium phosphate monoxide. Biomaterials. 1997; 18(2):147-51.
8. Yao CH, Liu BS, Hsu SH, Chen YS. Calvarian bone response to a tricalcium phosphate-genipin crosslinked gelatin composite. Biomaterials. 2005; 26 (16):3065-74.
9. Lim HC, Sohn JY, Park JC, Um YJ, Jung UW, Kim CS, Lee YK, Choi SH. Osteoconductive effects of calcium phosphate glass cement grafts in rabbit calvarial defects. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2010; 95(1):47-52.
10. Sato I, Akizuki T. Histological evaluation of alveolar ridge augmentation using injectable calcium phosphate bone cement in dogs. J Oral Rehabil. 2009; 36(10):762-9.
11. Di Martino A, Sittinger M, Risbud MV. Chitosan: A versatile biopolymer for orthopaedictissue-engineering. Biomaterials. 2005; 26 30):59-5990.
12. Muzzarelli R. Chitosan composites with inorganics, morphogenetic proteins and stem cells, for bone regeneration. Carbohydrate Polymers. 2011; 83:1433-15.
13. Szabó G,*et al.* A prospective multicenter randomized clinical trial of Autogenous Bone Versus b-Tricalcium Phosphate graft alone for bilateral sinus elevation: Histologic and Histomorphometric Evaluation. Int J Oral Maxillofacial Implants 2005; 20(3):371-81.
14. Norma E. Biological evaluation of medical devices. Part 6: Test for local effects after implantation (ISO 10993-6: 1994).
15. Cruz O, González S, Moncada C. Pruebas de biocompatibilidad in vivo del fosfato tricálcico con quitosano para uso en regeneración ósea. Universitas Javeriana. 2012; 34(73):46-58
16. Jeong K . Consideration of Various Bone Quality Evaluation Methods. Implant Dentistry. 2013; 22(1): 55-9.
17. Michael R, Norton. Bone classification: an objective scale Carole Gamble of bone density using the computerized tomography scan. Clin Oral Impl Res. 2001;12(1):79-84.

Citar este artículo de la siguiente forma de acuerdo a las Normas Vancouver:

Henao SL, Morales ML, Valencia C, Arce S, Jaramillo A, Cruz C, Martinez C. Determinación de los cambios en altura y densidad ósea después de un proceso de preservación con un sustituto óseo sintético. Rev. Estomatol. 2016; 24(1):11-17.