

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

COMPARACIÓN QUÍMICA Y MORFOLÓGICA DE DOS BIOMATERIALES PARA INJERTO DE OSEA. ANÁLISIS IN VITRO. CHEMICAL AND MORPHOLOGICAL COMPARISON OF TWO BIOMATERIALS FOR BONE GRAFT. IN VITRO ANALYSIS.

Bermeo J.¹, Lazari D.², Shiniti F.³

1. Cirujano Dentista – Universidad de Guayaquil.
2. Maestría en Periodoncia y Doctor en Prótesis Dentaria, UNICAMP, Coord. De la maestría en Periodoncia, São Leopoldo Mandic.
3. Maestría y Doctor en Implantología – São Leopoldo Mandic, Prof. De la Maestría en Periodoncia, São Leopoldo Mandic.

RESUMEN

Una de las áreas de investigación de más rápido crecimiento es la ciencia de los materiales que involucran aplicaciones a la salud, especialmente para la cirugía reconstructiva, el objetivo de la ingeniería en biomateriales es desarrollar materiales que, asociados con células y factores de crecimiento, puedan restaurar y mantener las funciones tisulares perdidas como consecuencia de accidentes, traumatismos o enfermedades degenerativas. El objetivo de este trabajo fue analizar y comparar dos productos regulados para el injerto óseo humano, a saber: grupo 1 (Bonefill Porous) y grupo 2 (Bio-Oss). **MATERIALES Y MÉTODOS**- Se evaluaron mediante microscopía electrónica de barrido (SEM), para evaluar la morfología y superficie de los gránulos de las muestras, la espectroscopía infrarroja por transformada de Fourier (FTIR), para obtener los enlaces químicos presentes en las muestras y la difracción de rayos X (XRD), para obtener información sobre la fase mineral y cristalinidad de las muestras. Se utilizaron tres muestras por biomaterial, las cuales fueron manipuladas para poder realizar el análisis por estos métodos. **RESULTADOS**- El resultado MEV identificó la forma de gránulos regulares en el grupo 2 y gránulos irregulares en el grupo 1. El FTIR identificó que ambos son de la familia de compuestos de fosfato de calcio (CFC), especialmente hidroxiapatita (HA) en el caso del grupo 2. El DRX encontró que el biomaterial correspondiente al grupo 2 tiene mayor cristalinidad en comparación con el grupo 1. De esta manera se pudo concluir que ambos biomateriales son similares entre sí.

Palabras claves: Sustitutos óseos. Hidroxiapatitas. Espectroscopia infrarroja por transformada de Fourier.

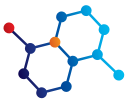
ABSTRACT

One of the fastest growing areas of research is materials science which involves applying to health care, especially for reconstructive surgery, the goal in biomaterial engineering is to develop materials that, associated with cells and growth factors, can Restoring and maintaining the lost tissue functions resulting from accidents, trauma or degenerative diseases, therefore various types of bone filling biomaterials can be obtained from different sources: autogenous, allogeneic and xenogenous. The objective of this experimental, interventional and descriptive work was to analyze and compare two products regulated for commercialization as products for human bone grafting, being group 1 (Bonefill Porous) and group 2 (Bio-Oss). **MATERIALS AND METHODS**- Were evaluated using scanning electron microscopy (SEM), used to evaluate the morphology and surface of the sample granules, Fourier transform infrared spectroscopy (FTIR) to obtain the chemical bonds present in the samples and X-ray diffraction (XRD) was used to obtain phase information minerality and crystallinity of the samples. Three samples per biomaterial were used and manipulated to be analyzed by these methods. **RESULTS**- The result for SEM, identified regular granule shape in group 2 and irregular in group 1. The FTIR identified that both are from the family of calcium phosphate (CFC) compounds, especially hydroxyapatite (HA) in the case of group 2. The XRD found that group 2 has higher crystallinity compared to group 1. Thus, it was possible to conclude that both biomaterials are similar to each other.

Keywords: Bone Substitutes. Hydroxyapatites. Spectroscopy, Fourier Transform Infrared.

Volumen 10.
Número 2.
Mayo - Agosto 2021

Recibido: 22 enero 2021
Aceptado: 15 marzo 2021



INTRODUCCIÓN

Cuando El uso de materiales de injerto óseo ha aumentado significativamente desde que se establecieron los primeros principios de injerto a principios de 1900. El objetivo de la ingeniería de biomateriales es desarrollar materiales que, asociados con células y factores de crecimiento, fármacos, puedan restaurar, mantener o mejorar las funciones tisulares perdidas como resultado de accidentes, traumas o enfermedades degenerativas (Kübler et al., 2004; Dorozhkin, 2010; Sader, 2010; Trajkovski et al., 2018). Se pueden obtener varios tipos de biomateriales para el relleno óseo natural de diferentes fuentes: autógenos, alogénicos y xenógenos. El hueso de origen autógeno se considera el “estándar de oro” para las reconstrucciones óseas porque tiene propiedades osteoconductoras, osteoinductivas y osteogénicas. Sin embargo, la morbilidad y la disponibilidad limitada de material están asociadas con una segunda zona donante de injerto. Los injertos óseos alogénicos por su origen pueden estar asociados a la enfermedad y / o al riesgo de transmisión. Los materiales xenogénicos se han investigado exhaustivamente y tienen un historial positivo de resultados. Se utilizaron con éxito para mantener las dimensiones de la cresta alveolar después de la extracción; en el tratamiento de defectos en el proceso alveolar y levantamiento de los senos maxilares (Figueiredo et al., 2010; de Desterro F de P et al., 2014; Szcześ, 2017). El tejido óseo es un sistema complejo compuesto por hidroxiapatita (HA) y fibrillas de colágeno tipo I. HA representa el 70% de los huesos, mientras que el colágeno el 20% y el agua alrededor del 10% (Figueiredo et al., 2010; do Desterro F de P et al., 2014; Szcześ, 2017). Injertos óseos de la familia de los fosfatos cálcicos sintéticos, como el fosfato tricálcico β (β -TCP) y la hidroxiapatita; (HA) se utilizan comúnmente como bloques, cementos, pastas, polvos o gránulos (Tadic, Epple, 2004). El objetivo de este trabajo se basa en el comportamiento en la caracterización química y microscopía electrónica de barrido (SEM). Por tanto, el conocimiento del comportamiento in vitro a través de estos métodos de caracterización es de gran importancia en el comportamiento in vivo y de esta forma su uso clínico es más predecible, por ello el propósito de este trabajo.

REVISIÓN DE LITERATURA

Biomateriales

Boretos & Eden (1984) afirmaron que los materiales utilizados en los dispositivos médicos, particularmente los dispositivos que están en contacto, se insertan temporalmente o se implantan permanentemente en el cuerpo; todos se describen como biomateriales. El Instituto Nacional para el Desarrollo del Consenso de Salud en la Conferencia de noviembre de 1982 definió un biomaterial como cualquier sustancia (que no sea un fármaco) o combinación de sustancias, de origen sintético o natural, que se puede utilizar durante cualquier período de tiempo, como todo o como parte de un sistema que trata, aumenta o reemplaza cualquier tejido, órgano o función del cuerpo.

Los biomateriales utilizados para reemplazar los tejidos duros, dependiendo del estrés mecánico al que están sometidos, pueden ser más apropiados unos que otros, debido a su mayor resistencia (Kawachi, 2000; Koops, 2010).

Según Lane (1995); Sader (2010) tres elementos están involucrados en el proceso de llenado óseo: osteogénesis, osteoinducción

y osteoconducción. En la osteogénesis, las células osteogénicas tienen el potencial de diferenciar y facilitar las diversas etapas de la regeneración ósea. En la osteoconducción, el relleno proporciona una matriz que es un andamio no viable, propicio para el crecimiento óseo. La osteoinducción implica agentes químicos o físicos que inducen las diversas etapas de la regeneración ósea. Cada sustituto de injerto tiene uno o más de estos componentes y funciones.

Los biomateriales utilizados se pueden dividir en dos categorías: biológicos y sintéticos. El hueso natural tiene dos componentes principales: orgánico e inorgánico. El componente principal de la parte inorgánica del hueso es HA y se utiliza para injertos óseos inorgánicos. Los injertos óseos inorgánicos deben actuar como base para que la remodelación ósea sea reemplazada por el hueso huésped. Las sales de fosfato de calcio, especialmente HA, son materiales de gran interés para el tratamiento de las deficiencias óseas por su biocompatibilidad y propiedades osteoconductoras (Accorsi-Mendonça et al., 2008; Bauer, 2010; do Desterro et al., 2014).

Según Scheyer et al. (2002) el xenoinjerto óseo derivado de hueso bovino esponjoso inorgánico particulado se ha utilizado ampliamente para tratar con éxito defectos óseos en humanos con evidencia de verdadera regeneración. El xenoinjerto se somete a un proceso de extracción química a baja temperatura (300 ° C) que extrae los componentes orgánicos, dejando intacta la arquitectura ósea. El área superficial, la porosidad, el tamaño de los cristales y la relación calcio-fósforo son más similares al hueso esponjoso humano y la hidroxiapatita sintética. El producto es un hueso bovino poroso desproteinizado con una fase mineral natural y una configuración tridimensional que favorece la angiogénesis y la formación ósea.

La solubilidad de los fosfatos de calcio depende del grado de temperatura y el grado de temperatura determinará el grado de cristalinidad del material, los materiales menos cristalinos son reabsorbidos más rápidamente por el cuerpo (Accorsi-Mendonça, 2008).

Hidroxiapatita

Según Gomide (2005), el tejido óseo consta de tres componentes básicos: agua, colágeno y una fase inorgánica. Este componente inorgánico de la matriz ósea está compuesto principalmente de calcio y fosfato. Inicialmente, el calcio y el fosfato se depositan como sales amorfas para luego reorganizarse en una estructura cristalina similar a HA, $[\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2]$, debido a la gran superficie de intercambio iónico de la microestructura cristalina de la matriz mineral, muchas otras. Los iones, como Na, K, Mg y CO_3 , también se pueden encontrar en diferentes proporciones. Dependiendo de la ingesta de fluoruro, también pueden estar presentes cantidades variables de fluorapatito. Esta es la diferencia entre la hidroxiapatita sintética y la hidroxiapatita natural. La hidroxiapatita estequiométrica tiene 39,9% en peso de calcio, 18,5% de fosfato y 3,38% de hidroxilo (OH). La celda unitaria hexagonal de HA, como se muestra en la figura 1, contiene 10 iones de calcio ubicados en sitios no equivalentes, cuatro de ellos en el sitio I (CaI), alineados en columnas, y seis en el sitio II (CaII), dispuestos en triángulos equiláteros. Los cationes en el sitio I están ordenados en 6 átomos de oxígeno pertenecientes a diferentes tetraedros de PO_4 y también a otros 3 átomos de oxígeno relativamente distantes. La existencia de dos sitios de iones de calcio tiene consecuencias importantes para las hidroxiapatitas



que contienen impurezas catiónicas, ya que sus propiedades estructurales pueden verse afectadas dependiendo del sitio ocupado por el catión de la impureza.

Bio-Oss

Origen, elaboración, composición y presentación comercial
Según Lussi & Geistlich (1992), Bio-Oss es un biomaterial fabricado por la empresa Geistlich Pharma AG (Wolhusen, Suiza). Sus inventores proporcionan un proceso para la preparación de mineral óseo de alta pureza en el que la materia orgánica se degrada por calentamiento con amoníaco o una amina primaria, caracterizado porque los productos de degradación solubilizados se extraen mediante lavado con agua corriente a una temperatura inferior a 60 °C, como opcionalmente se repiten las etapas de calentamiento con amina primaria y lavado, eliminando toda la materia orgánica mediante estas etapas, calentándose el mineral óseo así tratado en el aire a temperaturas entre 250°C y 600°C y dando como resultado un HA. La patente está registrada en los Estados Unidos de América con el número 5.167.961. Disponible comercialmente en bloques o gránulos; teniendo dos variaciones granulométricas de 0,25 mm a 1,0 mm y otra de 1,0 mm a 2 mm, estando indicada para el tratamiento o reconstrucción de la cresta alveolar, elevación del seno maxilar, relleno de defectos periodontales asociados a regeneración ósea guiada y rellenar defectos periimplantarios.

Bonefill

Origen, elaboración, composición y presentación comercial
Bonefill se produce a partir de hueso natural mediante un proceso multifacético. El hueso está fresco y triturado, recibiendo una secuencia de enzimas que solubilizan las estructuras orgánicas, células restantes, fibras y proteínas, quedando así la porción mineral evitando la inducción de posibles procesos inmunogénicos en el organismo. Se espera que Bonefill se incorpore en 6 a 9 meses. Tiene tres variaciones granulométricas de 0.10 a 0.60 mm; 0,60 a 1,50 mm y 1,50 a 2,50 mm, siendo recomendado para el relleno de defectos óseos, aumento / reconstrucción de crestas alveolares, preparación de sitios de implantes, como injerto óseo para rellenar los senos maxilares y durante la periodoncia. se puede utilizar para rellenar defectos óseos en la regeneración ósea guiada (www.bionnovation.com.br/biomateriais).

MATERIALES UTILIZADOS

Se estudiaron dos tipos de biomateriales granulados, utilizados como sustitutos óseos de origen bovino, divididos en 2 grupos: grupo 1 (Bonefill Porous) - se utilizaron 3 (tres) muestras de 0,60 - 1,5 mm para cada método de caracterización, producto comercial para uso como sustituto óseo fabricado por la empresa Bionnovation Biomedical (Bauru, SP, Brasil); grupo 2 (Bio-Oss) - Se utilizaron 3 (tres) muestras de 0,25 - 1 mm para cada método de caracterización, un producto comercial para uso como sustituto óseo, fabricado por la empresa Osteohealth Company (Suiza) y distribuido por Geistlich Pharma. Los biomateriales se caracterizaron mediante las siguientes pruebas químicas: espectroscopia infrarroja por transformada de Fourier (FTIR), difracción de rayos X (DRX) y microscopía electrónica de barrido (SEM). En las pruebas físico-químicas se utilizaron muestras en forma de polvo.

Espectroscopia infrarroja por transformada de Fourier (FTIR)

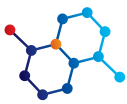
La espectroscopia infrarroja (FTIR) se realizó en un espectrómetro infrarrojo Jasco 6100, (Instituto de Física "Gleb Wataghin" (IFGW) - Laboratorio Multiusuario - LAMULT, Universidad Estadual de Campinas, Unicamp). La técnica utilizada fue la transmitancia en el rango o rango de análisis de 4000 a 550 cm^{-1} . Las muestras se analizaron mediante haz transmitido en polvo. Los recubrimientos porosos Bio-Oss y Bonefill se caracterizaron con el espectrómetro Jasco 6100. Se realizó un análisis FTIR para identificar la presencia de grupos funcionales carbonato (CO_3), fosfato (PO_4) e hidroxilo (OH), entre otros. modos vibracionales de moléculas y posibles sustituciones de redes que pueden ocurrir en cada uno de los materiales. El análisis de las bandas referentes a las muestras de biomateriales se basó en datos encontrados en la literatura, los cuales se resumen en la Tabla 1.

Bandas (cm^{-1})	Interpretación
3568-3575, 3550, 3536	OH (V1)
3500	H ₂ O
2400 - 3200	PO-H
1635 - 1640	H ₂ O
1534 - 1548, 1455	CO ₃ -(V3) SITIO A
1515	CO ₃ - AB
1350 - 1340, 1498 - 1500, 1470 - 1471, 1465 - 1467, 1449 - 1460, 1414 - 1430, 1417 - 1419, 1410 - 1412, 1321	CO ₃ - SITIO B
1143 - 1145	HPO ₄ -(V3)
1090 - 1100, 1096, 1088 - 1092, 1085, 1077 - 1081, 1052 - 165, 1064, 1057 - 1061, 1048 - 1053, 1034 - 1046, 1041 - 1045, 1032 - 1034, 1036, 999 - 1004, 1095, 960 - 1200	PO ₄ -(V3)
1020	HPO ₄ -(HA DEFICIENTE EN Ca)
950 - 1000, 980 - 982, 959 - 966	PO ₄ -(V3)
878 - 883	CO ₃ -(V2) SITIO A
872 - 877, 870	CO ₃ -(V2) SITIO B
872 - 877, 870	VIBRACIÓN P-OH EN HPO ₄ -
629 - 635, 342	OH ₂
629 - 633, 614 - 615, 600 - 608, 590 - 592, 580 - 581, 573 - 574, 568	PO ₄ -(V4)
540 - 550, 520 - 535	HPO ₄ -
467 - 472, 446 - 446 - 450, 431 - 433	PO ₄ -(V2)

Tabla 1 - Frecuencias de vibración activa en el infrarrojo de los fosfatos de calcio. Fuente: Sader, 2010.

Difracción de rayos X (XRD)

El análisis de difracción de rayos X (XRD) se realizó en un difractómetro de rayos X - D2 Phaser Bruker, (Instituto de Física "Gleb Wataghin" (IFGW) - Departamento de Electrónica Cuántica (DEQ) - Laboratorio 108, Universidad Estado de Campinas - Uni-



camp), las muestras se trituraron mediante el método de polvo para materiales cristalinos. El difractograma se obtuvo utilizando radiación CuK α (λ 1,5418 Å), voltaje de 45kV, corriente de 40mA, con brecha divergente de $\frac{1}{2}^\circ$, en un barrido continuo de 2θ , en el rango angular de 5° a 80° y con un paso angular de $0,02^\circ$. Se realizó un análisis XRD para comparar el nivel de cristalinidad de las muestras.

Microscopía electrónica de barrido (SEM)

El examen microscópico se realizó en un microscopio electrónico de barrido (SEM) LEO 430i con barrido, (fabricado por Compañía Zeiss, del Instituto de Geociencias - IG - Universidad Estatal de Campinas - Unicamp), acelerado a 20 kV. Antes del examen, las superficies de los gránulos se cubrieron con una película de carbono conductora, en una cámara de vacío, para permitir la conducción de electrones y evitar la carga. El análisis se realizó por observación directa de las superficies granulares de los biomateriales, buscando caracterizar su morfología, así como la forma y tamaño de los poros existentes.

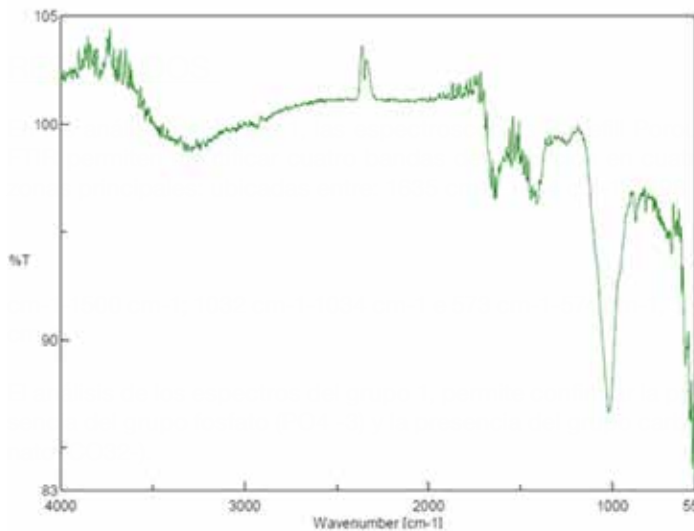


Gráfico 1 - Espectro FTIR: del grupo 1 - Bonefill Porous mostrando la presencia del grupo fosfato (PO $_4$ -3) y la presencia del grupo carbonato (CO $_3$ 2-).

En los análisis del gráfico 2, de las espectroscopias FTIR del grupo 2, permiten identificar tres bandas de absorción en tres zonas principales: que se localizan entre; 1449 cm $^{-1}$ -1460 cm $^{-1}$; 1032 cm $^{-1}$ -1034 cm $^{-1}$ e 573 cm $^{-1}$ -574 cm $^{-1}$, 568 cm $^{-1}$.

Los análisis de los espectros del grupo 2, permiten confirmar la presencia del grupo fosfato (PO $_4$ -3) y la presencia del grupo carbonato (CO $_3$ 2-).

En los difratogramas correspondientes a las muestras de Bonefill Porous, en el gráfico 3 se puede observar tres picos de mayor intensidad correspondientes a los siguientes planos cristalinos localizados en la región de los difratogramas entre 24 a 41 grados 2θ : Los picos de mayor intensidad en esta región fueron localizados en el ángulo 2θ de 25-26, en el ángulo 2θ de 32 y en el ángulo 2θ de 39-40.

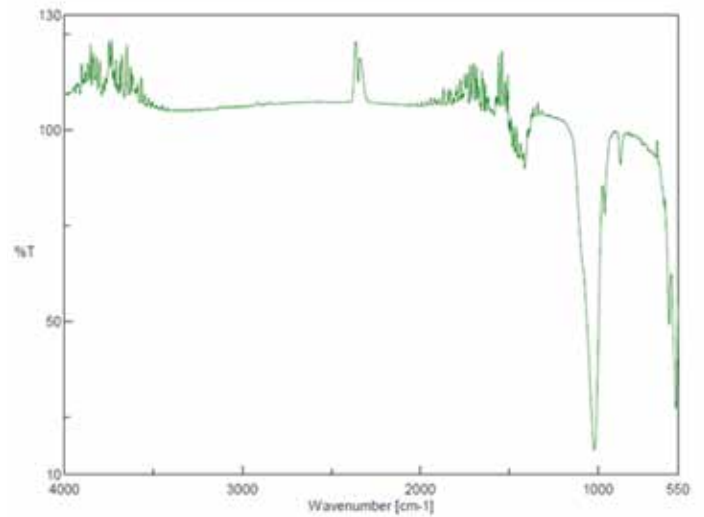


Gráfico 2 - Espectro FTIR: del grupo 2 - Bio-Oss mostrando la presencia del grupo fosfato (PO $_4$ -3) y la presencia del grupo carbonato (CO $_3$ 2-).

En los difratogramas correspondientes a las muestras de Bonefill Porous, en el gráfico 3 se puede observar tres picos de mayor intensidad correspondientes a los siguientes planos cristalinos localizados en la región de los difratogramas entre 24 a 41 grados 2θ : Los picos de mayor intensidad en esta región fueron localizados en el ángulo 2θ de 25-26, en el ángulo 2θ de 32 y en el ángulo 2θ de 39-40.

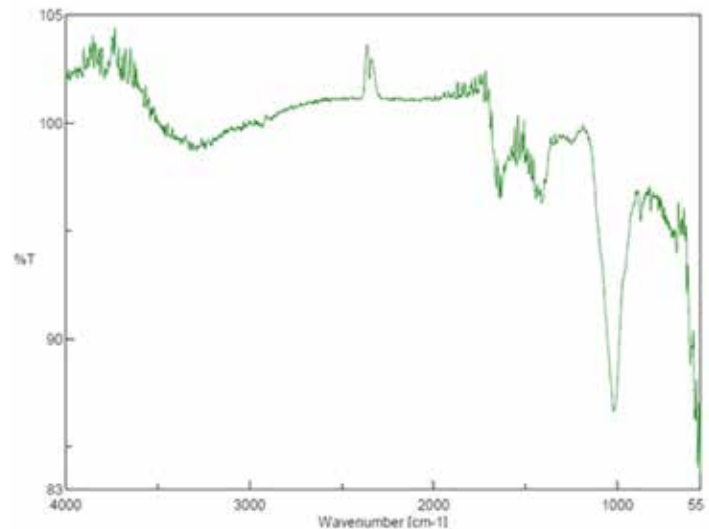


Gráfico 3 - Difratograma del grupo 1 - Bonefill Porous.

En los difratogramas correspondientes a las muestras de Bio-Oss, en el gráfico 4 se puede observar cuatro picos de mayor intensidad correspondientes a los siguientes planos cristalinos localizados en la región de los difratogramas entre 24 a 41 grados 2θ : Los picos de mayor intensidad en esta región fueron localizados en el ángulo 2θ de 25-26, en el ángulo 2θ de 29 y en el ángulo 2θ de 32.

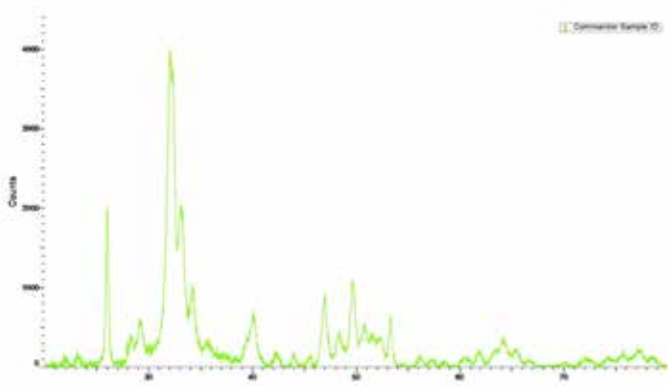
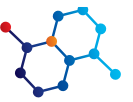


Gráfico 4 – Difratoograma de grupo 2 – Bio-Oss.

Microscopia eletrônica de varredura (MEV)
Grupo 1 – Bonefill Porous

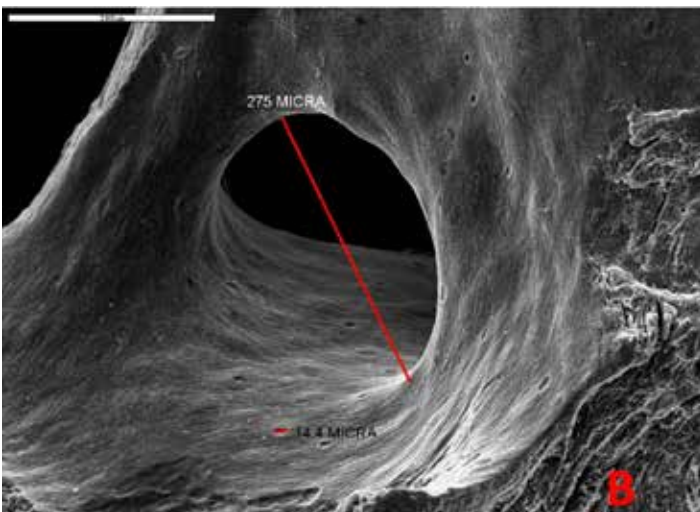
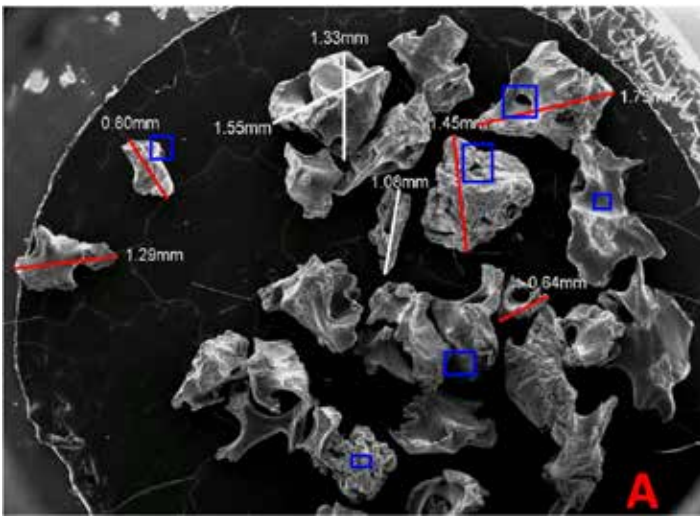


Figura 1 - Micrografias eletronicas de varredura de las partículas del grupo 1.

Legenda: A) Aumento de 30 X; B) Aumento de 470X.

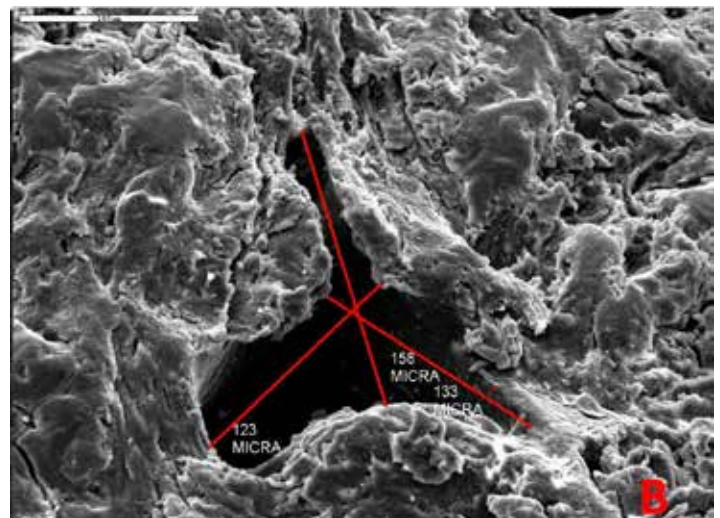
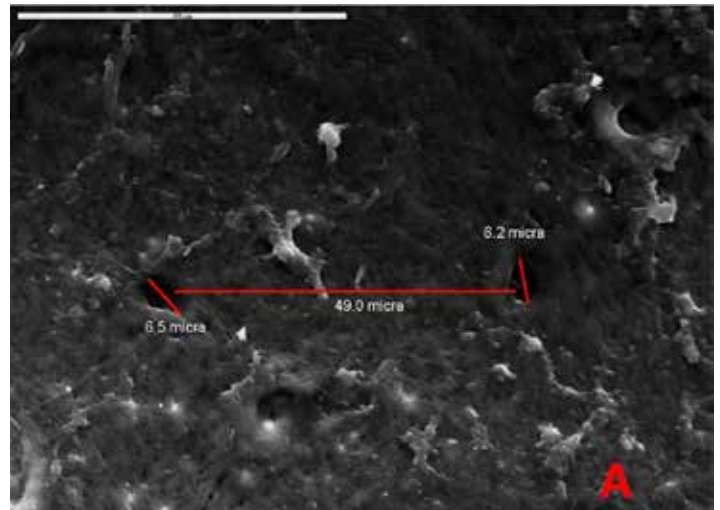


Figura 2 - Micrografias eletronicas de varredura de las partículas del grupo 1, las partículas muestran micro-poros de 6,5 micras.

Legenda: A) Aumento de 820 X; B) Aumento de 3000 X.

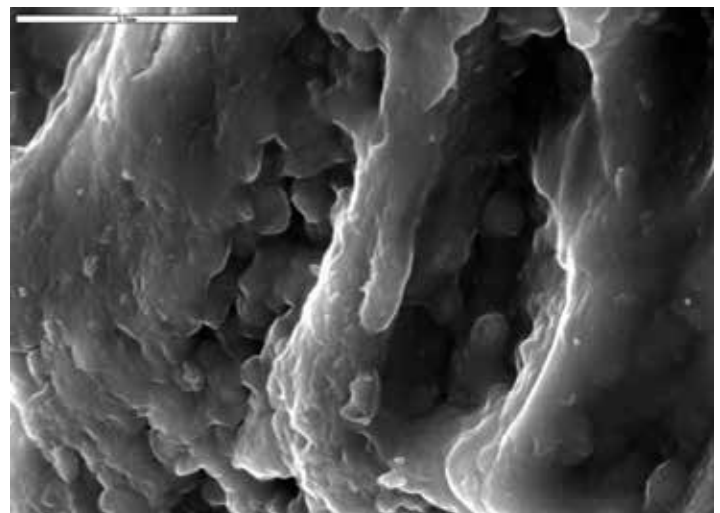
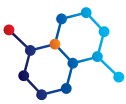


Figura 3 - Micrografia eletronica de varredura de las partículas del grupo 1, mostrando el formato externo en aumento de 10.000 X.



Grupo 2 – Bio-Oss

Leyenda: A) Aumento de 35 X; B) Aumento de 160 X.

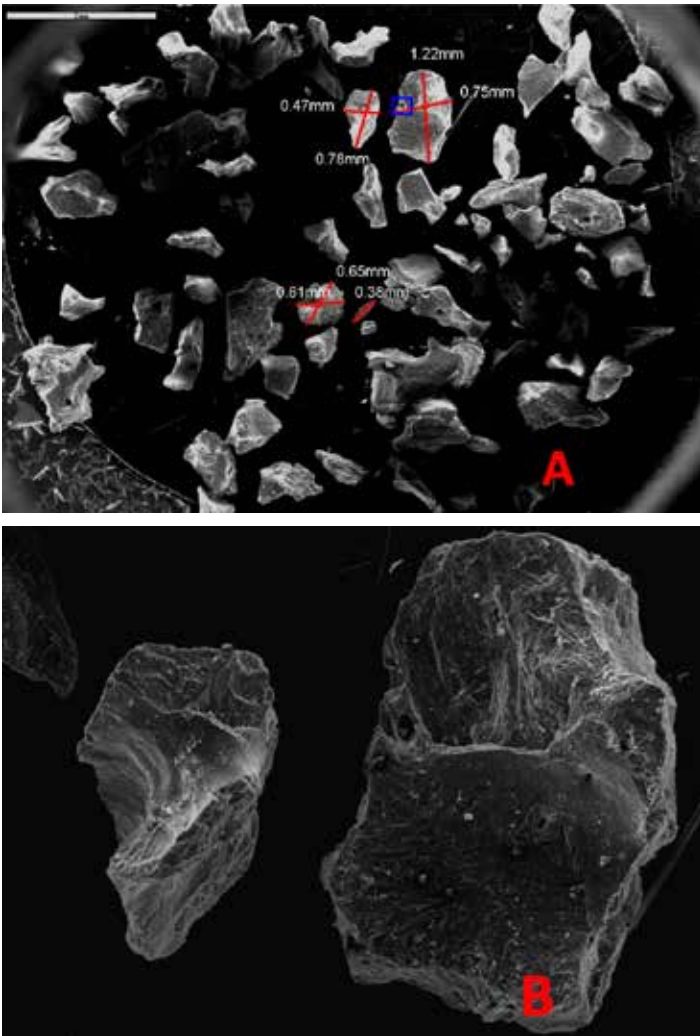


Figura 4 - Micrografías electrónicas de barradura de las partículas del grupo 2

DISCUSIÓN

El análisis de los espectros FTIR se realizó en un intento por identificar la ocurrencia de grupos funcionales característicos para cada uno de los biomateriales, tanto en el grupo 1 como en el grupo 2.

En el análisis del gráfico 1 y gráfico 2 correspondientes a las muestras del grupo 1 y grupo 2, del espectro FTIR en transmitancia, ambos grupos tienen cuatro y tres bandas respectivamente, que, según Sader (2010), son características de los fosfatos de calcio (CFC), en particular hidroxiapatita en el caso del grupo 2, esto se debe al hecho de que el grupo 2 - Bio-Oss tiene un proceso de sinterización y el grupo 1 no.

Analizando los espectros del grupo 1 y del grupo 2, confirman la existencia del grupo fosfato (PO_4^{-3}) y la presencia del grupo carbonato (CO_3^{2-}) que, según Sader (2010), están presentes en las apatitas de origen biológico.

Leyenda: A) Aumento de 1.600 X; B) Aumento de 15.000 X.

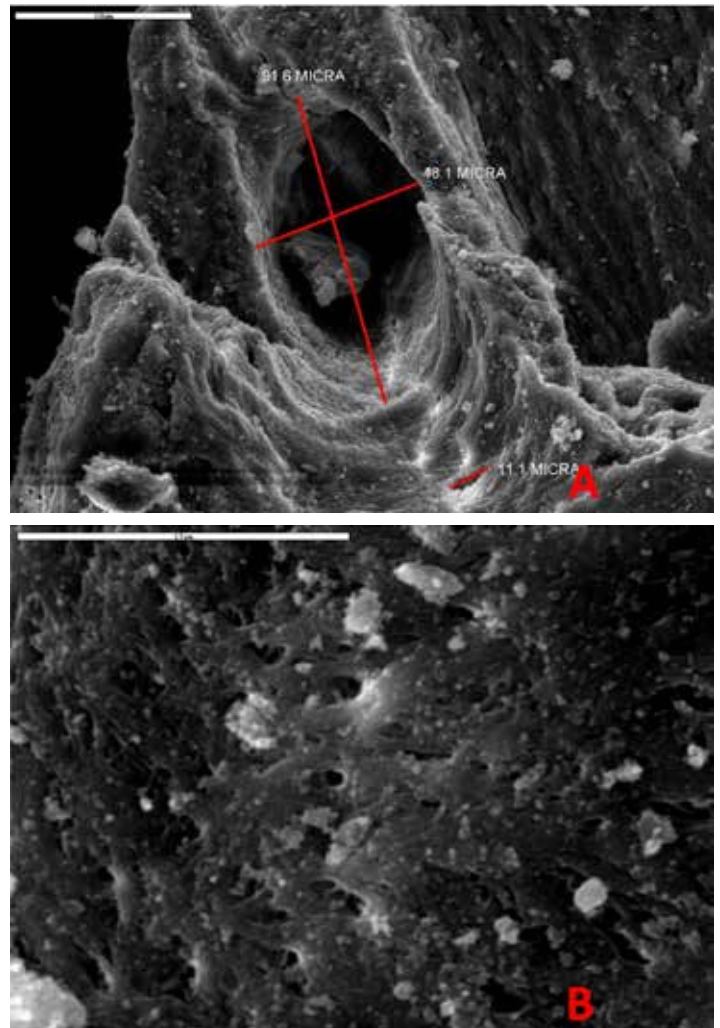
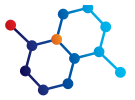


Figura 5 - Micrografías electrónicas de barradura de las partículas do grupo 2.

Se puede decir que las muestras del grupo 1 y grupo 2 tienen sustituciones de tipo B, donde los carbonatos reemplazan a los grupos fosfato en la estructura cristalina, en este estudio el grupo 1 presentó más presencia de carbonato que el grupo 2, esto se debe al proceso de sinterización que tiene el grupo 2 (Yao et al., 2009).

Según Yao et al. (2009), el aumento en las sustituciones de carbonato provoca una disminución en el tamaño del cristal (cristalinidad) y un aumento en la solubilidad de la hidroxiapatita. Esto podría significar que el grupo 2 es menos soluble en el ambiente fisiológico que el grupo 1. Los difractogramas de los gráficos 3 y 4, que corresponden a las muestras del grupo 1 y del grupo 2 respectivamente, son compatibles con los hallazgos del estudio de Vallet-Regi & González-Calbet (2004), para XRD el esmalte dental, que muestra su origen orgánico. La cristalinidad de la hidroxiapatita está relacionada preferiblemente con su temperatura de procesamiento, donde la elevación de la temperatura aumenta la cristalinidad del material (do Desterro et al., 2014). Se

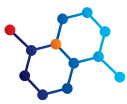


sugiere que ambos materiales no han sido procesados a temperaturas muy altas, en base al ancho en relación a las bases de los picos de ambos biomateriales (LeGeros, 1991). Comparando los difractogramas de los gráficos 3 y 4, que corresponden a las muestras del grupo 1 y grupo 2 respectivamente, se observa que las bases de los picos encontrados en el grupo 2 son más delgadas e intensas en relación a las bases de los picos encontrados en el grupo 1 que son más anchos, menos realizados y de menor intensidad. Se sugiere que las muestras del grupo 2, presentan mayor cristalinidad en comparación con las muestras del grupo 1 (LeGeros, 1991); (Vallet-Regi, González-Calbet 2004). Según Accorsi-Mendonça et al. (2008), las estructuras altamente cristalinas son más resistentes a la alteración y biorreabsorción a largo plazo. En la figura 4 (a, b) correspondiente a las muestras del grupo 1 en incrementos de 820 X y 3000 X, las partículas muestran microporos de 6.5 micrones. Según Kassem et al. (1992), los osteoblastos son células fusiformes o cúbicas con un diámetro que varía de 10 a 20 micrones.

Estas células tienen un diámetro mayor que el diámetro de los poros en las micrografías tomadas del grupo 1, lo que podría dificultar o incluso imposibilitar su migración hacia los poros del material. Según Kübler et al. (2004), las rugosidades y surcos en la superficie del biomaterial, como se encuentran en la figura 7 (a, b) del grupo 2, permiten la adhesión de las células osteoblásticas y lo que resulta en una mayor infiltración celular en la superficie del biomaterial. Es bien sabido que la superficie, la topografía y especialmente el tamaño de los poros tienen una gran influencia en la interacción de las células osteogénicas en la superficie del biomaterial (Figueiredo et al., 2010). Comparando las micrografías de las figuras 3 y 6, del grupo 1 y del grupo 2 respectivamente, se observa que las muestras del grupo 2 presentan una forma en su perímetro más regular y con poros con diámetros de aproximadamente 91 μm , muy similar a lo encontraron Trajkovski et al. (2018), ilustrado en la figura 7a. A su vez, los gránulos del grupo 1, presentan una forma más irregular y con poros con diámetros de aproximadamente 5 y 6 μm , solo en sus extremos y en el interior de los gránulos, lo que se traduce en poca adherencia o incluso inviabilidad osteoblástica en aquellos poros.

CONCLUSIONES

La caracterización química, de acuerdo con la metodología empleada en estos experimentos, permite concluir que el FTIR identificó, que ambos materiales son de la familia de los compuestos de fosfato de calcio (CFC), especialmente hidroxiapatita (HA), y Bio-Oss tiene una mayor intensidad de los picos del grupo fosfato (PO_4^{-3}) en comparación con Bonefill Porous. El XRD encontró que el grupo 2 (Bio-Oss) tiene mayor cristalinidad en comparación con el grupo 1 (Bonefill Porous) y el SEM identificó una forma de gránulo regular en el grupo 2 (Bio-Oss) y gránulos irregulares en el grupo 1 (Bonefill Porous). El análisis de los resultados de los espectros del grupo 1 y del grupo 2 correspondientes a los biomateriales Bonefill Porous y Bio-Oss, sugiere que ambos son materiales similares entre ellos.



REFERENCIAS

1. Accorsi-Mendonça T, Conz MB, Barros TC, de Sena LA, Soares Gde A, Granjeiro
2. JM. Physicochemical characterization of two deproteinized bovine xenografts. *Braz*
3. Oral Res. 2008 Jan-Mar;22(1):5-10. do Desterro F de P, Sader MS, Soares GD, Vidigal GM Jr. Can inorganic bovine bone grafts present distinct properties? *Braz Dent J.* 2014;25(4):282-8.
4. Dorozhkin SV. Bioceramics of calcium orthophosphates. *Biomaterials*, v. 31, p. 1465-1485, 2010.
5. Figueiredo M, Henriques J, Martins G, Guerra F, Judas F, Figueiredo H. Physicochemical characterization of biomaterials commonly used in dentistry as bone substitutes - comparison with human bone. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2010 Feb;92(2):409-19.
6. Kassem M, Rungby J, Mosekilde L, Eriksen E. Ultrastructure of human osteoblasts and associated matrix in culture. *APMIS.* 1992 June;100(6):490-7.
7. Kübler A, Neugebauer J, Oh JH, Scheer M, Zöller JE. Growth and proliferation of human osteoblasts on different bone graft substitutes: an in vitro study. *Implant Dent.* 2004 Jun;13(2):171-9.
8. LeGeros R.Z.: Calcium Phosphates in Oral Biology and Medicine. *Monogr Oral Sci.* Basel, Karger, 1991, vol 15, pp 4-45.
9. Sader MS. Fosfato tricálcico substituído por magnésio e composto magnésio - carbonato apatita - colágeno aniônico como potencial substituto ósseo [tese]. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2010.
10. Szcześ A, Hołysz L, Chibowski E. Synthesis of hydroxyapatite for biomedical applications. *Adv Colloid Interface Sci.* 2017 Nov; 249:321-330.
11. Tadic D, Epple M. A thorough physicochemical characterisation of 14 calcium phosphate-based bone substitution materials in comparison to natural bone.
12. *Biomaterials.* 2004 Mar;25(6):987-94.
13. Trajkovski B, Jaunich M, Müller WD, Beuer F, Zafiroopoulos GG, Houshmand A.
14. Hydrophilicity, Viscoelastic, and Physicochemical Properties Variations in Dental
15. Bone Grafting Substitutes. *Materials (Basel).* 2018 Jan 30;11(2).
16. Vallet-Regi M, González-Calbet J. Calcium Phosphates in the substitution on of bone tissue. *Progress Solid State Chem.* 2004a; 32:1-31.
17. Yao F, Legeros JP, Legeros RZ. Simultaneous incorporation of carbonate and fluoride in synthetic apatites: Effect on crystallographic and physico-chemical properties. *Acta Biomater* 2009; 5:2169-2177.