

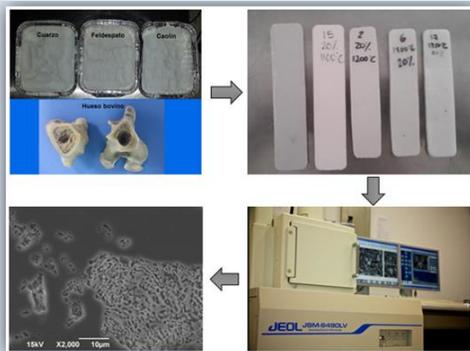
CARACTERÍSTICAS FÍSICAS Y MECÁNICAS DE PORCELANAS DENTALES FELDESPÁTICAS EMPLEANDO HUESO BOVINO COMO REEMPLAZO DEL FELDESPATO

Yimmy Silva^{1*}, Silvio Delvasto²

1: Ingeniero de Materiales, Universidad del Valle. Cali, Colombia.

2: Profesor Titular, MSc., Ph.D., Universidad del Valle. Cali, Colombia.

*e-mail: yimmy.silva@correounivalle.edu.co



RESUMEN

Este artículo presenta resultados de una investigación sobre los efectos de la incorporación de hueso bovino tratado como reemplazo del feldespato sobre las propiedades físicas y mecánicas de una porcelana dental (feldespática) convencional. Se hicieron especímenes de formas cilíndrica y prismática rectangular para la evaluación de sus propiedades donde se sustituyó el feldespato en tres porcentajes distintos (10%, 20% y 30%) en peso por el hueso bovino molido tratado térmicamente a 600 °C. Los especímenes de las pastas fueron moldeados, secados y cocidos; para la evaluación de sus propiedades mecánicas se ensayaron a la compresión y a la flexión en tres puntos, se evaluaron la microdureza, la absorción de agua y la densidad. También, se hicieron observaciones de microscopía electrónica de barrido (MEB). Se observó que la temperatura de sinterización y el porcentaje de reemplazo de hueso molido tratado térmicamente sí influyen las propiedades mecánicas y físicas. Se encontró una resistencia a la compresión de 159,5 MPa en la porcelana con 20% de hueso molido sinterizada a 1300 °C, una porosidad aparente promedio en ella de 0,34%. Las porcelanas con 10% de hueso presentaron la mayor microdureza con un valor de 809,7 Vickers a la misma temperatura de sinterización.

Palabras Claves: Porcelana dental; porcelana triaxial; feldespato; hueso bovino; hidroxiapatita.

PHYSICAL AND MECHANICAL CHARACTERISTICS OF FELDSPATHIC DENTAL PORCELAIN USING BOVINE BONE AS REPLACEMENT OF FELDSPAR

ABSTRACT

This study presents results of a research about the effects on physical and mechanical properties of incorporation of heat-treated (at 600 °C) bovine bone, finely ground, as replacement of feldspar in conventional dental porcelain (feldspathic). It were prepared specimens of two diverse shapes (cylindrical and rectangular prismatic) to evaluate the properties of ceramic pastes in mixes where feldspar was replaced in three different percentages (10%, 20% y 30%) by weight of the bovine bone. The specimens were dried and burned. The mechanical properties were evaluated to compression and flexural strength, while the physical properties were evaluated by scanning electron microscopy (SEM), X- Rays Diffraction, microhardness, absorption and density. It was observed that the sintering temperature and the percentage of replacement of feldspar by heat treated ground bone influence the mechanical and physical properties. It was obtained compressive strengths of 159.5 MPa in porcelain with 20 % of ground bone, sintered at 1300 °C, and a average apparent porosity of 0.34%. The porcelain with 10% bone exhibiting the most microhardness with a value of 809.7 at the same sintering temperature.

Keywords: Dental porcelain; ground bovine bone; physical and mechanical properties.

1. INTRODUCCIÓN

La porcelana dental es un material altamente utilizado en la práctica odontológica debido a sus propiedades estéticas y mecánicas; estas según su composición química se pueden clasificar en tres grandes grupos: feldespáticas, aluminosas y circónicas [1]. Las porcelanas dentales contienen los tres componentes básicos de las cerámicas triaxiales: feldespato (75 a 85%), cuarzo (12 a 22%) y caolín (más del 4%). El feldespato proporciona una fase cristalina y sirve de matriz para el cuarzo. A una temperatura de cocción normal, la estructura del cuarzo (SiO_2) no cambia y sirve para estabilizar la masa a altas temperaturas y el caolín sirve de aglutinante y hace más moldeable la porcelana antes de la cocción. Debido a su opacidad, el caolín se utiliza en pequeñas cantidades [2].

La porcelana dental es un tipo de biocerámico que se usa para restauraciones dentales como el CaCO_3 para restauración ósea [3]. El uso de este material es cada vez más frecuente debido a sus excelentes propiedades mecánicas tales como resistencia al desgaste y rigidez. También es químicamente inerte, lo que le permite tener una buena interacción con el entorno fisiológico [4-6].

Las porcelanas feldespáticas dentales se utilizan para restauraciones monolíticas (incrustaciones y carillas) y especialmente para el recubrimiento de coronas y dentadura parcialmente fija debido a su apariencia [7]. Cuando la porcelana feldespática se utiliza como recubrimiento en coronas de circona tienen una mayor demanda para su uso como prótesis dental debido a su apariencia ya que es muy similar a los dientes naturales [7,8].

La fractura de las porcelanas dentales y cerámicas es un problema que afecta la integridad de los componentes dentales [9]. Las fuerzas de masticación elevadas pueden inducir a la fractura o deformación en la restauración dental que pueden llevar a un fallo prematuro, pero la mayoría de los fallos ocurre después de un tiempo. Durante el proceso de masticación, la magnitud de las fuerzas se encuentra en un rango aproximado de 3 hasta 364 N, con una duración de aplicación de ellas de entre 0,25 a 0,70 segundos sobre los radios de las cúspides de 2 a 4 mm. Se estima que el período de carga de contacto por cada día es de alrededor de 30 minutos. Algunos autores mencionan que las cargas se extienden hasta 600 N en la masticación normal

[10-12] y a cerca de 900 N cuando hay bruxismo. Del mismo modo, se ha reportado que durante la masticación normal, la carga aplicada en el contacto inicial en los dientes es por lo general de 10 - 20 N, y aumenta a valores más altos, dependiendo principalmente del tipo de la comida, la edad y el sexo de la persona [13].

El feldespato es una materia prima costosa y su reemplazo en fabricación de las porcelanas dentales representaría una significativa reducción en los costos finales de la producción de la porcelana [14,15] y más si el material proviene de un subproducto de la ganadería como lo son la tibia y el fémur del ganado bovino. El feldespato es el mineral comúnmente usado; sin embargo, las fuentes de minerales feldespáticos de alto grado han empezado a escasear, siendo necesario disponer de fuentes alternativas de materiales fundentes para pastas triaxiales, que puedan servir a una temperatura más baja de aquella en la cual el líquido viscoso se forma [16]. Una alternativa para el reemplazo del feldespato en las porcelanas dentales (feldespáticas) tradicionales es el uso de polvo de hueso bovino tratado térmicamente, compuesto principalmente de hidroxiapatita [17]. La cerámica basada en hidroxiapatita se considera una cerámica bioactiva debido a la formación de enlace químico con el hueso humano.

La disponibilidad de hueso vacuno en Colombia es alta, entre enero y diciembre de 2014 se sacrificaron aproximadamente cuatro millones de cabezas de ganado bovino según cifras del DANE y específicamente en el departamento del Valle del Cauca el sacrificio fue superior a doscientos mil reses [18]; por cada res se obtienen en promedio 2,1 kg de hueso de tibia de res, para cerca de 500 t de hueso en la región vallecaucana. La Hidroxiapatita (HA) es el fosfato de calcio más utilizado en la fabricación de implantes ya que es biomaterial con excelentes propiedades de biocompatibilidad y bioactividad con el tejido [19-21]. Una alternativa viable para el reemplazo del feldespato en las porcelanas dentales (feldespáticas) tradicionales es el uso de polvo de hueso bovino tratado térmicamente, que combina la reducción del uso del feldespato y la biocompatibilidad por la presencia de la hidroxiapatita. Por lo anterior, el propósito de este artículo es presentar los resultados de una investigación que evaluó el uso del hueso bovino tratado térmicamente en porcelanas feldespáticas

dentales tradiciones.

2. PARTE EXPERIMENTAL

Para el desarrollo y ejecución de esta investigación se seleccionaron un feldespato, un cuarzo y un caolín como materiales de partida y huesos de ganado vacuno para la obtención del polvo de hueso, como materia prima sucedánea. Después se procedió a realizar la elaboración de los especímenes en dos moldes, uno cilíndrico y otro en forma de placas para la evaluación de sus propiedades físicas y mecánicas.

2.1 Materiales

El hueso bovino seleccionado corresponde a la tibia de reses de ganado vacuno con edades entre 1,5 y 2 años. La recolección se realizó en un expendio de carne local. Las demás materias primas utilizadas en la elaboración de la porcelana dental feldespática fueron un cuarzo, un caolín y un feldespato, disponibles comercialmente.

La composición química de las materias primas, fue determinada mediante Fluorescencia de rayos X (FRX), se observa en la Tabla 1.

Tabla 1. Composición química de las materias primas

Componente y/o elemento	materia prima (% en peso total)			
	Feldespato	Cuarzo	Caolín	Hueso Bovino
SiO ₂	77,33	96,88	70,22	0,16
Al ₂ O ₃	12,52	1,94	19,7	0,19
Fe ₂ O ₃	0,23	0,18	1,22	0,05
CaO	0,42	-	-	37,92
MgO	0,00	0,10	0,37	0,59
Na ₂ O	4,20	-	0,09	0,82
K ₂ O	4,94	-	-	0,02
TiO ₂	0,00	0,06	0,08	-
MnO	0,00	-	0,05	-
Rb	0,02	0,00	0,01	-
P ₂ O ₅	-	-	-	26,06
S	-	-	-	0,08
Cl	-	-	-	0,06
Zn	-	-	-	0,01
PF	0,35	0,85	5,86	33,99

Los diámetros medios de las partículas de feldespato, cuarzo y caolín fueron 18,56 µm, 19,79 µm y 9,72 µm, respectivamente.

2.2 Adecuación y Caracterización del Polvo de Hueso Bovino

Después de la obtención de las tibias del ganado vacuno, se efectuó una limpieza introduciendo los huesos en agua hirviendo durante un periodo de tiempo de 6 horas, se renovaba el agua cada 30 minutos para la eliminación de la medula ósea. Luego, cada diáfisis, que es la porción central o

cuerpo de un hueso largo, se cortó transversalmente en rodajas y el hueso poroso o trabecular en el interior se retiró cuidadosamente para obtener solamente muestras de hueso compacto. Posterior a ello, se realizó la molienda en dos etapas, la primera mediante un molino de martillo y en la segunda etapa en un molino de bolas durante una hora para disminuir el tamaño del hueso para luego realizar el tratamiento térmico. Este tratamiento consistió en someter el polvo de hueso en un horno a una velocidad de calentamiento a 5 °C/min y un tiempo de residencia de dos horas a una temperatura de 600

°C. Una vez obtenido el polvo de hueso, se determinó su distribución granulométrica mediante un equipo Laser Mastersizer 2000 (Figura 1). Adicionalmente se determinó la composición mineralógica haciendo uso de un difractograma de rayos X PANAAlytical X'Pert PRO (Figura 2), se encontró que las líneas de difracción de rayos X corresponden a líneas de hidroxiapatita (HA) (PDF # 98-010-5289), sin embargo como es un material natural, es habitual encontrar otros elementos.

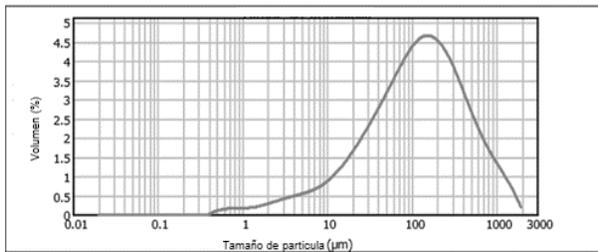


Figura 1. Distribución granulométrica del hueso bovino.

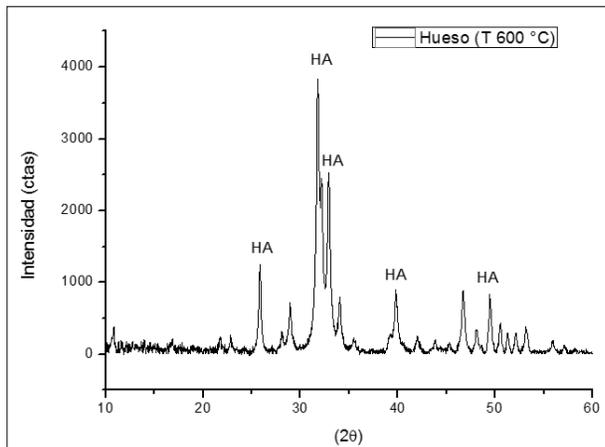


Figura 2. Patrón de difracción del hueso bovino tratado térmicamente a 600 °C.

2.3 Diseño y Evaluación del Polvo de Hueso (T 600 °C) Como Reemplazo del feldespato Para la Elaboración de las Porcelanas Dentales.

El diseño de las mezclas para la obtención de las porcelanas dentales se realizó mediante el uso del diagrama de cerámicas triaxiales (Figura 3) ubicándose en la zona de la porcelana dental. Las proporciones de los polvos fueron de 79%, 15% y 6% en peso de feldespato, cuarzo y caolín respectivamente, la cual fue la mezcla de referencia. A esta mezcla se reemplazó en diferentes porcentajes en peso (10%, 20%, 30%) el feldespato

por el polvo de hueso tratado térmicamente.

Cada mezcla fue homogenizada en un molino de bolas durante 30 minutos. Para cada probeta se utilizaron 25 g de cada mezcla con 6% de humedad, las cuales fueron prensadas uniaxialmente en un molde de acero a 50 MPa ± 2 MPa. Las proporciones de la mezcla se presentan en la tabla 2.

Los especímenes fueron secados durante 48 horas a 105 ± 5 °C en un horno eléctrico hasta alcanzar un peso constante. Los ejemplares secos fueron cocidos en un horno eléctrico de laboratorio CARBOLITE RHF 1600 variando la temperatura final (1100, 1200, 1300 y 1350 °C). La velocidad de calentamiento fue de 20 °C/min tanto para la cerámica de referencia como para las que contenían el polvo de hueso tratado a 600 °C.

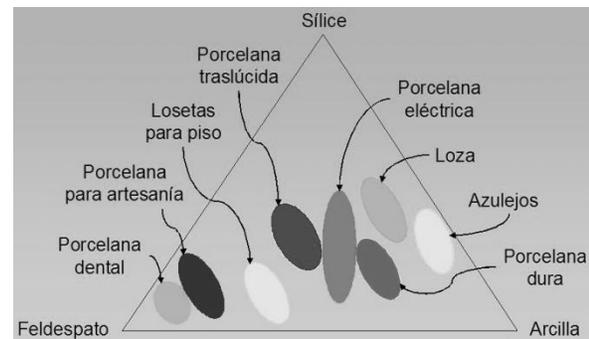


Figura 3. Diagrama de composiciones de productos cerámicos triaxiales [22].

Tabla 2. Dosificación de las mezclas de las porcelanas dentales.

Porcelana	FELDESPATO	CUARZO	CAOLIN	HUESO (600 °C)
REFERENCIA	79 %	15 %	6 %	-
10% (600 °C)	71,1 %	15 %	6 %	7,9 %
20% (600 °C)	63,2 %	15 %	6 %	15,8 %
30% (600 °C)	55,3 %	15 %	6 %	23,7 %

A las piezas cocidas, se les evaluó la porosidad y densidad conforme a la norma ASTM C373 y la retracción lineal por cocción. También se evaluó la resistencia a la flexión de acuerdo con la norma ASTM C674 y la resistencia a la compresión en una máquina de ensayos universales INSTRON 3369. La resistencia a la flexión se realizó en un montaje a tres puntos con una velocidad de aplicación de la carga de 1 mm/min. Cada dato corresponde a un promedio de tres mediciones. También se determinó

la microdureza en un microduremetro WILSON INSTRUMENTS An Instron Company con indentador de diamante empleando una carga de 200 g aplicada durante 10 s. Cada uno de los especímenes fue sometido a 10 indentaciones para obtener cada dato de la dureza promedio.

A la mezcla de referencia y a aquella que presentó la mejor resistencia a la compresión se les identificaron sus fases cristalinas por DRX mediante un difractor de rayos X PANalytical X'Pert.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1 Densidad y Porosidad Apparente

En las figuras 4 y 5 se puede apreciar la evolución de la densidad aparente con respecto a la temperatura de cocción de los cuerpos cocidos con las distintas formulaciones. En todas ellas se observa que el aumento de la temperatura de cocción genera un aumento de la densidad aparente hasta una temperatura límite, donde la densidad empieza a descender a una temperatura cercana a 1300 °C. Este comportamiento es atribuido al proceso de sinterización por flujo viscoso, que ocasiona la disminución de la porosidad abierta del material y el aumento de la porosidad cerrada, debido a la continua incomunicación de los poros cuando aumenta el contenido de fase vítrea al incrementar la temperatura de sinterización [23].

Las mezclas de los cuerpos cerámicos con hueso bovino tratado térmicamente a 600 °C a 1300 °C alcanzaron densidades de hasta 2,376 g/cm³ y 2,372 g/cm³ para las mezclas con 20 % y 30 % de hueso bovino respectivamente. Por otra parte todas las mezclas con hueso bovino a una temperatura de cocción alrededor de 1300 °C presentaron valores mayores de densidad que la mezcla patrón.

3.2 Contracción lineal por Cocción

La contracción lineal por cocción fue determinada mediante la ecuación (1):

$$\%CL = \frac{L_0 - L_f}{L_0} \times 100 \quad (1)$$

Donde

L₀ = Longitud inicial del espécimen seco

L_f = Longitud luego de cocción

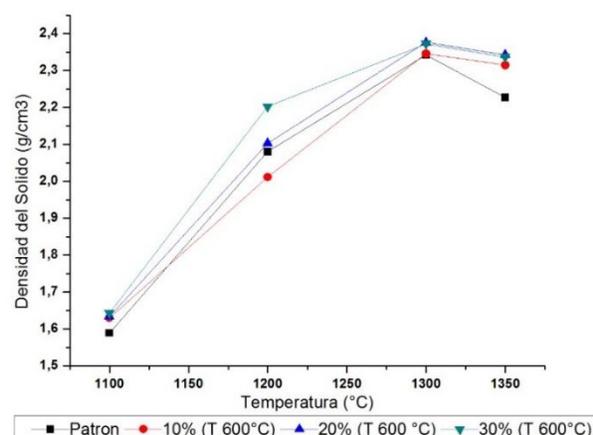


Figura 4. Evolución de la densidad del sólido vs Temperatura de sinterización de las porcelanas dentales con hueso bovino (T 600°C).

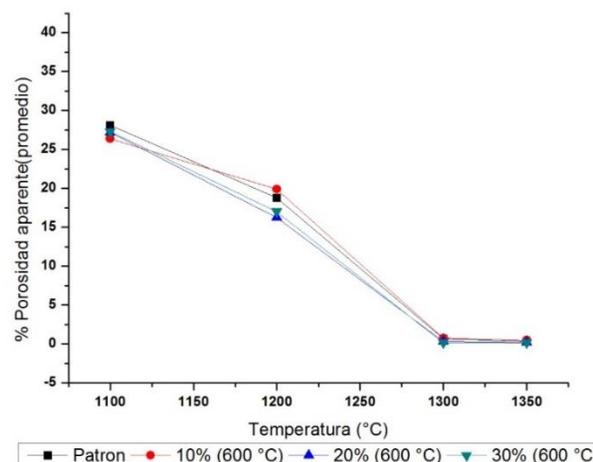


Figura 5. Evolución de la porosidad aparente de las porcelanas dentales con hueso bovino (T 600°C).

En la tabla 3 se muestra la contracción lineal de cada una de las muestras, donde se puede apreciar que a mayor temperatura de cocción la contracción lineal aumenta, al igual que cuando hay una mayor sustitución de feldespato por polvo de hueso bovino. También se apreció que el uso del polvo de hueso mejora la blancura y mejora el brillo.

3.3 Resistencia a la Flexión

En la Figura 6 se presentan los resultados del ensayo de resistencia a la flexión de acuerdo a la norma ASTM C674. Conforme a lo mencionado por Braganca y Bergmann [24] que a mayor densidad aparente el módulo de ruptura será más elevado. En confirmación a lo anterior, las mayores densidades

se presentaron a una temperatura de sinterización de 1300 °C, y las mayores resistencias también se obtuvieron a esta temperatura.

Tabla 3. Retracción lineal de las porcelanas con hueso tratado a 600°C.

MUESTRA	TEMPERATURA (°C)			
	1100	1200	1300	1350
PATRON	0,09	6,72	11,14	11,32
10% (T 600C)	0,05	9,87	12,32	12,30
20% (T 600C)	0,06	10,17	12,18	12,55
30% (T 600C)	0,11	10,60	12,25	12,56

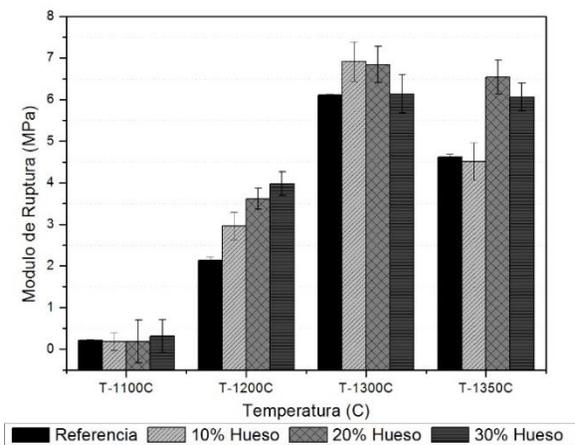


Figura 6. Resistencia a la flexión (en tres puntos de apoyo) de las porcelanas dentales.

3.4 Resistencia a la Compresión

Los resultados del ensayo de resistencia a la compresión se reportan en la figura 7. Las muestras presentaron resistencias entre 4,11 y 159,5 MPa. Como se observa en la Figura 7, las porcelanas que alcanzaron las mayores resistencias a la compresión son las que contenían el polvo de hueso tratado a 600 °C, las cuales fueron de 159,5 MPa y 156,38 MPa para la mezcla de 20% de hueso a 1300 °C y 30% de hueso a 1350 °C respectivamente.

3.5 Microdureza

Los resultados del ensayo de microdureza se muestran en la Figura 8, esta prueba se realizó a la porcelana de referencia y a las que contenían polvo de hueso con tratamiento térmico a 600 °C (T 600°C) cocidas a 1300°C y 1350°C debido a las mayores propiedades mecánicas presentadas en este proceso. En la misma Figura 8 se observa que la

mayor microdureza la presentó la porcelana dental con 10% de hidroxiapatita con 809,72 y 802, 2 de dureza Vickers a 1300 °C y 1350 °C respectivamente, lo cual supera la dureza del esmalte en dientes deciduos, temporales o de leche [25]. Además en la Figura 9 se puede observar la huella de indentación Vickers (VHN) producida por el microdurometro a la muestra con 20% de hueso (T 600 °C), donde se nota una impresión de forma rómbica en la superficie del material, además de que la indentación genera fisuras lo que denota que es un material frágil.

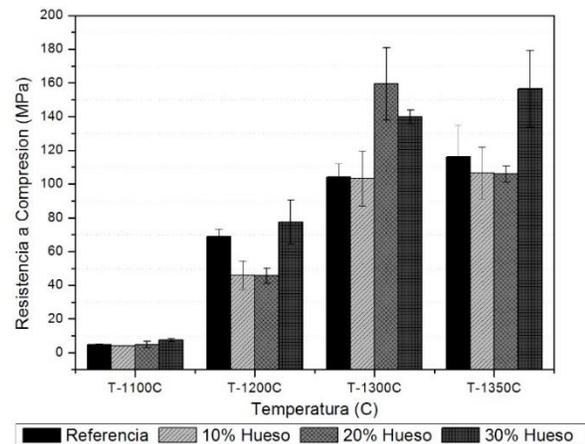


Figura 7. Resistencia a la compresión de porcelanas dentales.

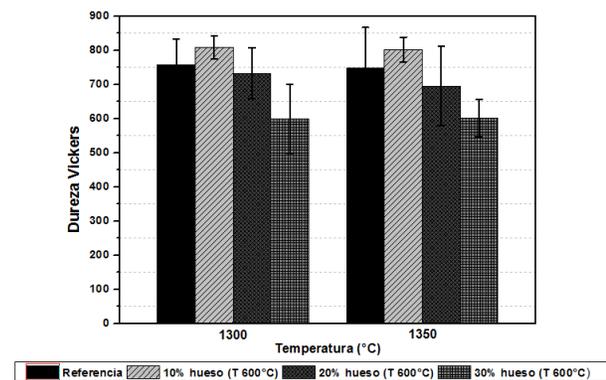


Figura 8. Microdureza de las porcelanas dentales sinterizadas a 1300 °C y 1350 °C.

3.6 Caracterización mediante microscopia electrónica de barrido (MEB) y Difracción de rayos X (DRX) de los especímenes sinterizados

El análisis MEB de las superficies pulidas revela que a pesar de la baja absorción de agua a temperaturas de sinterización de 1300 °C y 1350 °C

hay un gran volumen de porosidad cerrada (Figura 10 y 11). Es importante tener en cuenta que la formación de estos nuevos poros se produce después de la eliminación total de los previos y aumentan sensiblemente con el aumento de la temperatura [26]. Esto puede ser originado por productos derivados de la vitrificación del feldespato, también podría ser atribuida a la deshidroxilación de la hidroxiapatita ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) a oxiapatita ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{O}$), que resulta en la liberación de una cantidad significativa de vapor de agua [27]. Este aumento de porosidad es indeseable puesto que se reducen la translucidez y la resistencia de la porcelana dental.

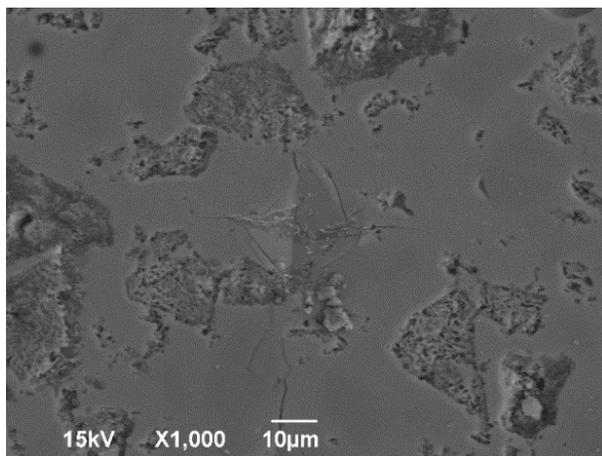


Figura 9. Indentación Vickers producida por el microdurometro.

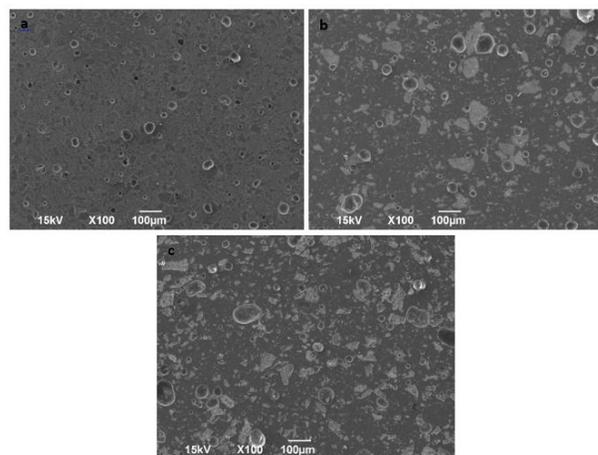


Figura 10. Porosidad de la mezcla a 1300 °C. (a) Referencia, (b) 20% de hueso bovino y (c) 30% de hueso bovino.

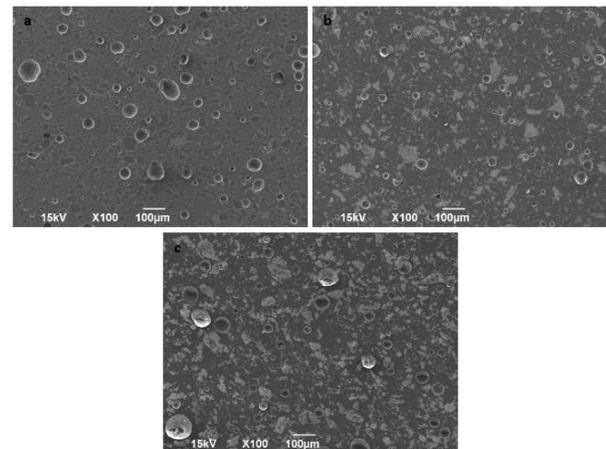


Figura 11. Porosidad de la mezcla a 1300 °C. (a) Referencia, (b) 20% de hueso bovino y (c) 30% de hueso bovino.

Los difractogramas de las porcelanas de referencia, con 20 % y 30 % de hueso bovino tratadas térmicamente a una temperatura de sinterización de 1300 °C, se presentan en la Figura 12.

En el difractograma del espécimen de la mezcla de referencia se aprecian los picos asociados a la fase Cuarzo (PDF# 98-010-7202). Por otra parte, de acuerdo con Bernadin [28], la presencia de cuarzo en el difractograma indica la existencia de fase vítrea en la forma cristalina, posiblemente de sílice amorfa como fase residual proveniente de la descomposición del metacaolín. Además se aprecia un pico pequeño asociado a la fase mullita (PDF# 98-001-1839), esto debido a que en el proceso de cocción algunas fases iniciales como la caolinita y el feldespato desaparecen dando lugar a la formación de mullita en el producto final [29]. También se presenta la fase Cristobalita (PDF # 98-000-5204) la cual puede ser asociada a que a esta temperatura comienza a ser visible su formación debido a que la fase líquida se encuentra saturada de sílice, por tanto la disolución del cuarzo cesa e inicia su transformación a sílice cristalina (Cristobalita) [28].

Los difractogramas de los cuerpos elaborados con el polvo de hueso son similares. Aunque es evidente un grado de intensidad mayor en las nuevas fases que presenta la porcelana con 30 % de polvo de hueso tratado térmicamente (T 600 °C). Se puede decir que las fases cristalinas en estas dos porcelanas son β -TCP (β - fosfato tricálcico) y anortita; cabe mencionar que los picos de β -TCP y la fase anortita frecuentemente se superponen en el espectro, debido a la similitud en el espaciamento

de su red cristalina [30].

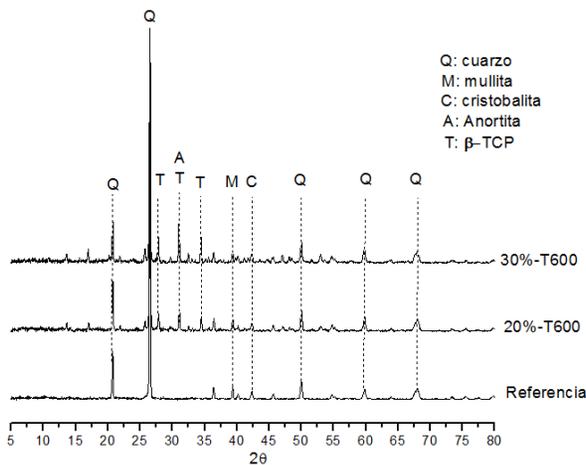


Figura 12. Patrón de difracción de rayos X de la porcelana dental de referencia y con 20 % y 30% de hueso bovino tratado térmicamente a 600 °C.

4. CONCLUSIONES

Con base a los resultados obtenidos se puede concluir:

La porcelana dental con hueso bovino se puede sinterizar con éxito y es viable su uso desde el punto de vista físico y mecánico, además del impacto ambiental, económico y social positivo que trae el uso de los huesos.

Las mejores propiedades físicas como la densidad y porosidad se consiguieron a una temperatura de sinterización de 1300 °C, donde es evidente que a esta temperatura máxima de densificación se genera la menor porosidad en los especímenes.

El análisis microestructural de las porcelanas dentales revela una mayor cantidad de poros en la porcelana de referencia, la formación de poros es una característica asociada a la liberación de gases ocluidos en el material a lo largo de todo su volumen.

La mayor resistencia a la compresión se consiguió con un reemplazo de 20 % de polvo de hueso por feldespato a una temperatura de sinterización de 1300 °C alcanzando una resistencia promedio de 159,47 MPa, la cual es superior en un 53,04 % de la porcelana de referencia.

5. AGRADECIMIENTOS

Los autores presentan sus agradecimientos por hacer posible esta investigación a: la Escuela de Ingeniería de Materiales de la Facultad de Ingeniería de la

Universidad del Valle, grupo de investigación “Materiales Compuestos - GMC” de la Universidad del Valle; al “Centro de Excelencia en Nuevos Materiales –CENM” de la Universidad del Valle y al programa JÓVENES INVESTIGADORES E INNOVADORES de Colciencias (Convocatoria 617/2013).

6. REFERENCIAS

- [1]. Martínez F, Pradiés R, Suárez M, Rivera B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *Revista RCOE*. 2007; 12(4): 253-263.
- [2]. Phillips R. La ciencia de los materiales dentales. Capítulo 31: Porcelana dental. México D.F. Interamericana. 1986.
- [3]. Hoque ME, Shehryar M, Islam KMN. Processing and Characterization of Cockle Shell Calcium Carbonate (CaCO₃) Bioceramic for Potential Application in Bone Tissue Engineering. *Material Science & Engineering*. 2013; 2(4):132-137.
- [4]. Kim J, Kim J, Janal N, Zhang Y. Damage maps of veneered zirconia under simulated mastication. *Journal of Dental Research*. 2008; 87(12):1127–1132.
- [5]. Lawn B, Bhowmick S, Bush M, Qasim T, Rekow E, Zhang Y. Failure modes in ceramic-based layer structures: a basis for materials design of dental crowns. *Journal of American Ceramic Society*. 2007; 90(6):1671–1683.
- [6]. Peterson I, Pajares A, Lawn B, Thompson V, Rekow E. Mechanical characterization of dental ceramics by Hertzian contacts. *Journal of Dental Research*. 1998; 77(4):589–602.
- [7]. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *Journal of Dentistry*. 2000;28:163–177.
- [8]. Cesar P, Soki F, Yoshimura H, Gonzaga C, Styopkin V. Influence of leucite content on slow crack growth of dental porcelains. *Dental Materials*. 2008; 24:1114–1122.
- [9]. Yu HY, Cai ZB, Ren PD, Zhu MH, Zhou ZR. Friction and wear behavior of dental feldspathic porcelain. *Wear*. 2006;261:611–21.
- [10]. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999; 81(6):652–661.
- [11]. Rekow E, Harsono M, Janal M, Thompson V, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dental Materials*. 2006; 22:125–132.
- [12]. Zhang Y, Kim J-W, Bhowmick S, Thompson V, Rekow E. Competition of fracture mechanisms in

- monolithic dental ceramics: flat model systems. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2008; 88: 402–411.
- [13]. Rueda A, Seuba J, Anglada J, Jimenez E. Tomography of indentation cracks in feldspathic dental porcelain on zirconia. *Dental Materials*. 2013; 29: 348–356.
- [14]. Andreola F, Barbieri L, Karamanova E, Lancellotti I, Pelino M. Recycling of CRT panel glass as fluxing agent in the porcelain stoneware tile production. *Ceramics International*. 2008; 34(5) 1289–1295
- [15]. Braganca, S., Bergmann, C. (2004). Traditional and glass powder porcelain: technical and microstructure analysis. *Journal of the European Ceramic Society*. 24(8) 2383–2388.
- [16]. Dana K, Das S. Partial substitution of feldspar by B.F slag in triaxial porcelain: Phase and microstructural evolution. *Journal of the European Ceramic Society*. 2004; 24: 3833–3839.
- [17]. Sofronia, A., Baies, R., Anghel, E., Marinescu, C., Tanasescu, S. (2014). Thermal and structural characterization of synthetic and natural nanocrystalline hydroxyapatite. *Materials Science and Engineering C*. 43:153–163.
- [18]. Departamento administrativo Nacional de Estadística, DANE. Encuesta de sacrificio de Ganado (ESAG). 2014.
- [19]. Eslami H, Solati-Hashjin M, Tahriri M. The comparison of powder characteristics and physicochemical, mechanical and biological properties between nanostructure ceramics of hydroxyapatite and fluoridated hydroxyapatite. *Materials Science and Engineering: C*. 2009; 29: 1387–1398.
- [20]. Tonsuaadu K, Gross K.A, Pluduma L, Veiderma M. A review on the thermal stability of calcium apatites. *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*. 2012; 110: 647–659.
- [21]. Rogina, A., Ivanković, M., Ivanković, H. Preparation and characterization of nano-hydroxyapatite within chitosan matrix. *Materials Science and Engineering: C*. 2013; 33: 4539–4544.
- [22]. Universidad Politécnica de Valencia. Curso de Fundamentos de Ciencia de Materiales. http://www.upv.es/materiales/Fcm/Fcm14/fcm14_3.html.
- [23]. Bagan, V. Efecto de las condiciones de operación en las diferentes etapas del proceso sobre las propiedades y características de pavimento de muy baja porosidad. Castellón: Universidad de Valencia, Departamento de Ingeniería Química. 1991.
- [24]. Braganca S.R, Bergmann C.P. Traditional and glass powder porcelain: technical and microstructure analysis. *Journal of the European Ceramic Society*. 2004; 24(8): 2383–2388.
- [25]. Chavez B, Santos I, Urzedo R. Evaluacion de la dureza del esmalte en dientes deciduos. *Kiru*. 2011; 8: 2-6.
- [26]. Gouvea D, Kaneko T, Kahn H, Conceição E, Antoniassi J. Using bone ash as an additive in porcelain sintering. *Ceramics International*. 2015; 41: 41487–496.
- [27]. T.B Tran. Electric Field-assisted Sintering of Nanocrystalline Hydroxyapatite for Biomedical Applications, *Materials Science and Engineering*, University of California, Davis. 2010; p. 209 (Vol. DOCTOR OF PHILOSOPHY).
- [28]. Bernardin A. M. Evolución Microestructural de porcelanas blancas de quema rápida, *Cerámica*. 2006; 56: 262–272.
- [29]. Restrepo O. Baldosas cerámicas y gres porcelánico: Un mundo en permanente evolución. Universidad Nacional de Colombia. Sede Medellín, Facultad de Minas. 2011.
- [30]. Kara, A., Stevens, R. Characterisation of biscuit fired bone china body microstructure. Part I: XRD and SEM of crystalline phases. *Journal of the European Ceramic Society*. 2002; 22: 731–736.