

ODONTOLOGÍA



UNIVERSIDAD CENTRAL DEL ECUADOR

Dr. Fernando Sempértegui Ontaneda, PhD.
RECTOR



Maria Mercedes Gavilanez Endara., PhD.
VICERRECTOR DE INVESTIGACIÓN, DOCTORADOS E INNOVACIÓN

María Augusta Espín., PhD.
VICERRECTORA ACADÉMICA Y DE POSGRADO

Econ. Marco Posso Zumárraga
VICERRECTOR ADMINISTRATIVO Y FINANCIERO

DECANO
Dr. Alejandro Farfán Chacha MSc.

SUBDECANO
Dr. Oscar Salas Bedón Esp.

DIRECTOR EDITORIAL

Dr. Eduardo Garrido Cisneros PhD. Esp.

ASISTENTE EDITORIAL

Alejandro Plúa

CONSEJO EDITORIAL

Universidad Central del Ecuador (Ecuador)

PhD. Diego Antonio Sigcho López

PhD. Marcelo Cascante

PhD. Fabricio Cevallos

Universidad San Francisco de Quito (Ecuador)

PhD. Andrés Dávila Sánchez

Universidade de São Paulo (Brasil)

PhD. Carlos Manuel Rubio Morillo

PhD. Cleber Nabeshima

PhD. Student. Edgar Valdivia Cárdenas

Post-Doc. PhD. Jenny Abanto Álvarez

PhD. Marcia Martins Marques

PhD. Rubens Caliento

PhD. Student. Christian Bernal

Facultad de Odontología Baurú, Universidade de São Paulo (Brasil)

PhD. Student. Ernesto Benalcázar Jalkh

Universidade Federal de Santa Catarina (Brasil)

PhD. Student. Edwin Ruales Carrera

Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" (Brasil)

MSc. Student. Julio César Sánchez Puetate

Universidad de Guadalajara (México)

MSc. Issac Murisi Pedroza Uribe

Universidad Peruana Cayetano Heredia (Perú)

Post-Doc. PhD. Student. Marisol Castilla Camacho

Universidad Científica del Sur (Perú)

PhD. Evelyn Álvarez Vidigal

Universidad El Bosque (Colombia)

MSc. Edgar Orlando Beltrán Zúñiga

University of Mississippi (Estados Unidos)

Post-Doc. PhD. Susana Salazar Marocho

The University of Manchester (Inglaterra)

PhD. Juan Sebastián Lara

ACERCA DE LA PUBLICACIÓN

"Odontología" es una revista semestral de publicación científica editada por la Facultad de Odontología de la Universidad Central del Ecuador, enfocada a difundir los resultados de sus investigaciones en el área odontológica. Esta revista publica artículos originales que han sido cedidos por sus autores para su reproducción y cuyo contenido es responsabilidad exclusiva de los mismos.

INDEXACIONES

Latindex Catálogo: <http://www.latindex.org/latindex/ficha?folio=20642>

Dialnet: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/revista?codigo=24003>

DOAJ: <https://doaj.org/toc/1390-9967>

MIAR: <http://miar.ub.edu/issn/1390-7468>

LILACS: <http://bvs-ecuador.bvsalud.org/>

SciELO-Ecuador: <http://scielo.senescyt.gob.ec/>

Imbiomed: <http://www.imbiomed.com.mx/1/1/catalogo.html>

DOMICILIO LEGAL

Ciudadela Universitaria; Avenida América y Universitaria, Facultad de Odontología, Universidad Central del Ecuador; Quito; Ecuador; +593 02 2902634 ext. 225; fod.revista@uce.edu.ec

Corrección: Comité Editorial

Diseño y Diagramación: Alejandro Plúa

Portada: Tomado de "Influencia de la medicación intracanal con pasta de hidróxido de calcio en la penetración del cemento obturador" autores: Veintimilla-Lozada, V; Guillén-Guillén, R ; Caballero-Flores H; Machado MEL.

DATOS DE LA EDICIÓN

Volumen 21, número 2

Julio de 2019

Tiraje 200 ejemplares; full color; offset.

EDITORIAL

Crear una revista científica no habrá sido una tarea fácil; hace más de 20 años, talvez no se comprendía el impulso que las publicaciones pueden ejercer sobre los procesos de investigación, ni la importancia de poseer un instrumento que permita exponer a la comunidad científica la producción institucional; quizás para el proceso de enseñanza, no era necesario contar con ciencia basada en la evidencia, presentada en un medio que, además, identifique y enorgullezca a nuestra institución. Adicionalmente, sea un referente nacional de la odontología ecuatoriana. Quienes crearon la Revista Odontología, líderes visionarios, aun en el entorno y contrastes de la educación superior de ese entonces, nos permiten hoy cumplir esas premisas.

Tras el primer paso, y algunos años de inercia, el Dr. Napoleón Arteaga, ex Decano, retomó las publicaciones de la revista; posteriormente, había llegado el momento de dar un salto cualitativo, gracias al acertado criterio y apoyo de las autoridades de la institución del lustro pasado: Dr. PhD Fernando Sempértegui, Rector de la Universidad Central, Dra. PhD Blanca Real, Decana de la Facultad de Odontología y Dr. MsC Alejandro Farfán, Director del Instituto de Posgrado, se decidió impulsar la producción y elevar el nivel científico de la Revista Odontología; se conformó entonces un consejo editorial y principalmente se designó un Editor Jefe PhD Gustavo Tello, y un Asistente Técnico Editorial, Alejandro Plúa, equipo responsable de un crecimiento constante y sostenido que mejoró la calidad científica de las publicaciones, establecieron políticas editoriales, elevaron el impacto de la revista a nivel regional gracias a la suscripción de indexadores como Open Journal System, Lilacs; Scielo, etc.; en resumen, se ingresó a la comunidad de editores de revistas científicas en el área de la salud de Iberoamérica como referentes de la odontología ecuatoriana.

Gratitud. Para quienes conformamos el nuevo comité editorial y en nombre de los actores de la Facultad de Odontología de la Universidad Central del Ecuador; expresamos nuestro reconocimiento por la abnegada labor y apoyo a quienes con nombres propios quedan marcados como actores de la historia y evolución de la Revista Odontología. Dedicamos este número a todas las personas que han trabajado y permitido la publicación de artículos y el crecimiento de nuestra revista.

PhD. Eduardo Garrido Cisneros

DIRECTOR

REVISTA ODONTOLOGÍA FOUCE

CONTENIDO

ARTÍCULOS CIENTÍFICOS

Influencia de la medicación intracanal con pasta de hidróxido de calcio en la penetración del cemento obturador.....	5
<i>Virginia Natalia Veintimilla Lozada, Raquel Guillén Guillén, Héctor Valentín Caballero Flores, Manoel Eduardo de Lima Machado</i>	
Adaptación marginal y resistencia a la tracción de coronas provisionales cementadas con dos tipos de cemento provisional.....	19
<i>Paola Elisabeth Casanova Obando, María Fernanda Alarcón Larco</i>	
Uso de un jig de verificación para determinar la posición de los implantes dentales en modelos impresos en 3D.....	39
<i>Iván García Merino, Lauren Oliveira Lima Bohner, Claudio Mendes Pannuti, Fernando Igai, Pedro Tortamano Neto</i>	
Desgaste del esmalte por diferentes tratamientos químicos y mecánicos.....	51
<i>Juan Norberto Calvo Ramírez, Lina María Arango</i>	
Microfiltración marginal en incrustaciones de cerámico tipo table top cementadas con cementos resinosos: autograbantes, universales y resina termoplastificada.....	67
<i>Jennifer Gabriela Risco Tigua, Eddy Jhonny Álvarez Lalvay</i>	

REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

Cerámicas: una actualización.....	86
<i>Marcelo Cascante Calderón, Inés Villacís Altamirano, Igor Studart Medeiros</i>	
Corticotomía selectiva y ortodoncia: distancia y tiempo en que se logra realizar un desplazamiento. Revisión bibliográfica.....	114
<i>Héctor Eduardo Méndez Zapata, José Angel Lonato Ponce, Jelsyka Quirós Castillo</i>	

REPORTE DE CASO

Plasma rico en fibrina (PRF) y placa de titanio en el tratamiento exitoso de un defecto óseo asociado a osteonecrosis causado por bisfosfonatos: reporte de caso.....	123
<i>Ricardo Ramalho Vecchiatti, Thaís Gimenez Miniello</i>	

Instrucciones para autores.....	136
--	------------

DOI: 10.29166/odontologia.vol21.n2.2019-5-18

URL: <http://revistadigital.uce.edu.ec/index.php/odontologia/article/view/2058>



ODONTOLOGÍA

ARTÍCULO CIENTÍFICO

Influencia de la medicación intracanal con pasta de hidróxido de calcio en la penetración del cemento obturador

Influence of intracanal medication with calcium hydroxide paste in the penetration of the shutter cement

Influência da medicação intracanal com pasta de hidróxido de cálcio na infiltração do cimento obturador

Virginia Natalia Veintimilla Lozada¹, Raquel Guillén Guillén¹, Héctor Valentín Caballero Flores², Manoel Eduardo de Lima Machado²

RECIBIDO: 18/12/2018 **ACEPTADO:** 29/03/2019 **PUBLICADO:** 01/07/2019

1. Posgrado de Endodoncia, Instituto Superior de Investigación y Posgrado, Facultad de Odontología, Universidad Central del Ecuador; Quito, Ecuador.
2. Disciplina de Endodoncia, Departamento de Dentística, Facultad de Odontología, Universidad de Sao Paulo; Butanta, São Paulo - State of São Paulo, Brasil.

CORRESPONDENCIA

Virginia Natalia Veintimilla Lozada
Universidad Central del Ecuador;
Facultad de Odontología; Posgrado.

nataliaveintimilla@gmail.com

RESUMEN

La eliminación del hidróxido de calcio en el conducto radicular es determinante para el éxito del tratamiento endodóntico, los remanentes pueden interactuar negativamente con los selladores endodónticos aumentando las filtraciones y disminuyendo la calidad de la obturación. **Objetivo:** Evaluar el efecto de la medicación intraconducto con pasta de hidróxido de calcio en la penetración del cemento obturador en el interior de los túbulos dentinarios. **Materiales y métodos:** 20 raíces distales de molares superiores se instrumentaron utilizando el Sistema Wave One Large 40/.08. Se dividieron aleatoriamente en dos grupos: uno obturado con técnica de cono único y cemento Ah plus con rodamina-B y otro obturado con la misma técnica y cemento Ah plus con rodamina B, previa colocación por 15 días y remoción mediante recapitulación de la pasta de hidróxido de calcio. Posteriormente los dientes fueron cortados transversalmente y se realizaron fotomicrografías del tercio cervical, medio y apical a través de la técnica de microscopia confocal de barrido por láser. La profundidad máxima de penetración fue determinada a través del programa Image J. **Resultados:** El cemento sellador Ah plus presentó menores valores de penetración cuando fue empleada previamente la pasta de hidróxido de calcio como medicación intracanal ($p < 0,01$). El tercio del conducto con mayor penetración fue el tercio cervical seguido por el tercio medio y por último el apical ($p < 0,01$). **Conclusión:** Los remanentes de hidróxido de calcio disminuyen la penetración del cemento sellador Ah plus en los túbulos dentinarios en todos los tercios del conducto radicular.

Palabras clave: Hidróxido de calcio; cemento obturador; penetración tubular; microscopía láser confocal.

ABSTRACT

The elimination of calcium hydroxide in the root canal is decisive for the success of endodontic treatment, the remnants can interact negatively with endodontic sealants increasing filtrations and decreasing the quality of the seal. **Objective:** To evaluate the effect of intra-duct medication with calcium hydroxide paste on the penetration of the sealing cement inside the dentinal tubules. **Materials and methods:** 20 distal roots of upper molars were instrumented using the Wave One Large 40 / .08 System. They were randomly divided into two groups: one sealed with a single cone technique and Ah plus cement with rhodamine-B and another sealed with the same technique and Ah plus cement with rhodamine B, previous placement for 15 days and removal by recapping the paste calcium hydroxide. Subsequently, the teeth were cut transversely and photomicrographs of the cervical, middle and apical third were performed using the laser scanning confocal microscopy technique. The maximum depth of penetration was determined through the Image J program. **Results:** The Ah plus sealing cement had lower penetration values when the calcium hydroxide paste was previously used as an intra-channel medication ($p < 0.01$). The third of the duct with the highest penetration was the cervical third followed by the middle third and finally the apical ($p < 0.01$). **Conclusion:** Remaining calcium hydroxide decreases the penetration of the sealing cement Ah plus in the dentinal tubules in all thirds of the root canal.

Keywords: Calcium hydroxide; sealing cement; tubular penetration; confocal laser microscopy.

RESUMO

A eliminação do hidróxido de cálcio do canal radicular é determinante para o sucesso do tratamento endodôntico; os remanescentes podem interagir negativamente com os cimentos endodônticos, aumentando as filtrações e diminuindo a qualidade do selamento. **Objetivo:** Avaliar o efeito da medicação intracanal com pasta de hidróxido de cálcio na penetração do cimento de selamento no interior dos túbulos dentinários. **Materiais e métodos:** 20 raízes distais de molares superiores foram instrumentadas usando o sistema Wave One Large 40 / .08. Eles foram divididos aleatoriamente em dois grupos: um selado com técnica de cone único mais cimento Ah plus com rodamina-B e outro selado com a mesma técnica e cimento Ah plus com rodamina-B, prévia colocação por 15 dias e remoção e colocação da pasta hidróxido de cálcio. Posteriormente, os dentes foram cortados transversalmente e fotomicrografias do terço cervical, médio e apical foram realizadas pela técnica de microscopia confocal de varredura a laser. A profundidade máxima de penetração foi determinada pelo programa Image J. **Resultados:** O cimento selante Ah plus apresentou menores valores de infiltração quando a pasta de hidróxido de cálcio foi utilizada anteriormente como medicamento intracanal ($p < 0,01$). O terço do conduto com maior penetração foi o terço cervical, seguido pelo terço médio e finalmente o apical ($p < 0,01$). **Conclusão:** O hidróxido de cálcio restante diminui a penetração do cimento selante Ah plus nos túbulos dentinários em todos os terços do canal radicular.

Palavras-chave: Hidróxido de cálcio; cimento de vedação; penetração tubular; microscopia confocal a laser.



Introducción

Para el éxito del tratamiento endodóntico, es esencial que haya una reducción significativa de los patógenos presentes en el sistema de conductos radiculares, por tanto, la preparación químico-mecánica del mismo es el pilar fundamental que conducirá al éxito o fracaso del tratamiento, Machado et al., 2015¹. Sin embargo, aún después de realizada dicha preparación, las bacterias pueden persistir dentro de los conductos radiculares, por lo que algunos autores recomiendan el uso de la medicación intraconducto entre sesiones². El medicamento más utilizado es hidróxido de calcio por sus propiedades antibacterianas y de biocompatibilidad. Posterior a su aplicación, la medicación intraconducto debe ser removida con la finalidad de acondicionar la superficie dentinaria y propiciar las condiciones físicas y químicas ideales para lograr un sellado óptimo, ya que su retención en las paredes de la dentina influencia negativamente en las características de los cementos selladores²⁻⁵. Así, la remoción completa y predecible del apósito de Ca(OH)₂ antes del llenado del conducto radicular es crítica y podría estar directamente relacionada con el resultado del tratamiento endodóntico⁶.

Adicionalmente, la penetración del sellador en los túbulos dentinarios es indispensable para mejorar la adaptación y retención del cemento sellador y actuar como una barrera física en las irregularidades, túbulos dentinarios y canales laterales evitando el ingreso de microorganismos dentro de los túbulos dentinarios^{7,8}. El cemento sellador Ah plus (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza) posee excelentes propiedades físico-químicas que han sido ampliamente estudiadas razón por la cual es considerado como "gold" estándar para evaluar nuevos cementos⁹⁻¹¹. Los remanentes de hidróxido de calcio empleados como medicación intracanal podrían resultar en una variación de las propiedades físicas y químicas tales como el tamaño de partícula, la solubilidad,

Introduction

For the success of endodontic treatment, it is essential that there be a significant reduction of the pathogens present in the root canal system, therefore, the chemical - mechanical preparation of it is the fundamental pillar that will lead to the success or failure of the treatment, Machado et al., 2015¹. However, even after such preparation, bacteria can persist within the root canals, so some authors recommend the use of intra-duct medication between sessions². Calcium hydroxide being the most widely used medicine for its antibacterial and biocompatibility properties. After its application, intra-duct medication must be removed in order to condition the dentinal surface and promote the ideal physical and chemical conditions to achieve optimal sealing, since its retention in the dentin walls negatively influences the characteristics of the sealing cements²⁻⁵. Thus, the complete and predictable removal of the Ca (OH)₂ dressing before filling the root canal is critical and could be directly related to the endodontic treatment outcome⁶.

Additionally, the penetration of the sealant in the dentinal tubules is essential to improve the adaptation and retention of the sealant cement and act as a physical barrier in the irregularities, dentinal tubules and lateral channels avoiding the entry of microorganisms into the dentinal tubules^{7,8}. Ah plus sealant cement (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) has excellent physicochemical properties that have been widely studied, which is why it is considered a gold standard to evaluate new cements⁹⁻¹¹. The remnants of calcium hydroxide used as intracanal medication could result in a variation of physical and chemical properties such as particle size, solubility, viscosity and surface tension, which could influence



la viscosidad y la tensión superficial de los mismos lo que podría influir en la profundidad de penetración⁹.

En la evaluación del grado de penetración de sustancias dentro de los túbulos dentinarios, la microscopía confocal de barrido a láser (MCBL) se ha utilizado con frecuencia permitiendo una información detallada sobre el nivel de inserción de pastas y cementos en los túbulos dentinarios¹⁰. De esta manera, la MCBL podría ser usada para evaluar el grado de penetración del $\text{Ca}(\text{OH})_2$ y los cementos selladores en los túbulos dentinarios y cuánto queda de este material después del uso de técnicas de remoción. Por lo antes expuesto, se planteó la siguiente hipótesis nula: La medicación intraconducto con pasta de hidróxido de calcio no disminuye la penetración del cemento obturador en los túbulos dentinarios.

Materiales y métodos

Veinte raíces palatinas de molares superiores fueron cortadas, padronizadas en 12 mm y exploradas con una lima tipo K # 10 (Dentsply Maillefer). Inmediatamente después fueron instrumentadas a 11 mm con una lima manual tipo K #15 y 20 (Dentsply Maillefer,); posteriormente se instrumentaron con el Sistema Wave One Large (Dentsply Maillefer) mediante tres movimientos de picoteo hasta llegar a la longitud de trabajo. Durante la instrumentación el conducto radicular fue irrigado con 5 ml de NaOCl al 5,25% entre cada instrumento. Por último, se realizó la irrigación final con 10 ml de hipoclorito de sodio al 5,25% activada con un inserto ultrasónico (IRRI S, VDW, Munich), por 2 ciclos de activación de 30 segundos seguido por 5 ml EDTA al 17% (MD.Cleanser Meta Biomed Chungcheongbuk-do, Korea) durante 3 minutos y finalmente 10 ml de agua destilada. Posteriormente, fueron secados con conos de papel Wave One golde medium (Dentsply Maillefer).

Las muestras se fijaron con silicona pesada (Speedex Putty, Coltene, Suiza) en placas de pozos de cultivo celular (Falcon VWR,

the amount of penetration depth⁹.

In the evaluation of the degree of penetration of substances into the dentinal tubules, confocal laser scanning microscopy (CLSM) has been frequently used allowing detailed information on the level of insertion of pastes and cements in the dentinal tubules¹⁰. In this way, CLSM could be used to assess the degree of penetration of $\text{Ca}(\text{OH})_2$ and sealing cements in dentinal tubules and how much of this material remains after the use of removal techniques. For the above, the following null hypothesis was raised: Intraduct medication with calcium hydroxide paste does not decrease the penetration of the sealing cement in the dentinal tubules.

Materials and methods

Twenty palatine roots of upper molars were cut, standardized in 12 mm and explored with a file type K # 10 (Dentsply Maillefer). Immediately afterwards they were instrumented at 11mm with a manual file type K # 15 and 20 (Dentsply Maillefer,); subsequently they were instrumented with the Wave One Large System (Dentsply Maillefer) by means of three pecking movements until they reached the working length. During instrumentation the root canal was irrigated with 5ml of 5.25% NaOCl between each instrument. Finally, the final irrigation was performed with 10 ml of 5.25% sodium hypochlorite activated with an ultrasonic insert (IRRI S, VDW, Munich), for 2 activation cycles of 30 seconds followed by 5ml EDTA at 17% (MD.Cleanser Meta Biomed Chungcheongbuk-do, Korea) for 3 minutes and finally 10ml of distilled water. Subsequently, they were dried with Wave One golde medium (Dentsply Maillefer) paper cones.

The samples were paste with heavy silicone (Speedex Putty, Coltene, Switzerland) in plates of cell culture wells (Falcon



España) dejando pozos vacíos para posteriormente ser llenados con agua para mantener un ambiente húmedo. Luego, las raíces fueron distribuidas aleatoriamente en 2 grupos (n=10 por grupo):

- Grupo 1 (Ah Plus + Rodamina B 0,01%).- Inmediatamente después de la instrumentación los canales fueron obturados con la técnica de cono único. Para esto, se procedió a mezclar el cemento resinoso sellador de conductos radiculares Ah plus (Dentsply Maillefer) en una proporción 1;1 con una pequeña cantidad de rodamina-B (0,1%) (Sigma Aldrich, Darmstadt, Germany), hasta que la mezcla se tornó color fucsia uniforme. Posteriormente, el cemento fue llevado al interior del canal con un cono de gutapercha Wave one large (Dentsply Maillefer) pincelando las paredes del tercio cervical, medio y finalmente llevado hasta longitud de trabajo. El corte en la entrada del conducto con un instrumento caliente (Gutta cut, Surident Mart, Arumbakkam, Chennai) seguido de compactación vertical con un calcador de metal compatible con el diámetro de la emboadura del canal. Finalmente, se procedió a limpiar la superficie de la entrada al conducto con una bolita de algodón empapada con alcohol 70° y a sellar la entrada del canal con cemento provisorio.
- Grupo 2 (Ca(OH)₂ / Ah Plus + Rodamina B 0,01%).- Inmediatamente después de la instrumentación fue colocado en el interior del canal radicular una pasta de hidróxido de calcio (Eufar, Bogotá, Colombia) con propilenglicol polvo (0,25 g/0,1ml) usando un léntulo espiral #35 (Dentsply Maillefer) y posterior compactación con un plugger #3 (Dentsply Maillefer). Después, las muestras fueron almacenadas a 37 °C con 100% de humedad por 15 días (Fanem São Paulo - SP, Brasil). Concluido ese período, la pasta fue removida del interior del canal con la técnica de la recapitulación usan-

VWR, Spain) leaving empty wells to later be filled with water to maintain a humid environment. Subsequently, the roots were randomly distributed in 2 groups (n = 10 per group):

- Group 1 (Ah Plus + Rhodamine B 0.01%) .- Immediately after instrumentation the channels were sealed with the single cone technique. For this, the resin resin sealer of root canal Ah plus (Dentsply Maillefer) was mixed in a proportion 1; 1 with a small amount of rhodamine-B (0.1%) (Sigma Aldrich, Darmstadt, Germany), up to that the mixture became uniform fuchsia color. Subsequently, the cement was taken inside the canal with a Wave one large gutta-percha cone (Dentsply Maillefer) brushing the walls of the cervical third, middle and finally taken to working length. The cut at the entrance of the duct with a hot instrument (Gutta cut, Surident Mart, Arumbakkam, Chennai) followed by vertical compaction with a metal trainer compatible with the diameter of the channel mouth. Finally, we proceeded to clean the surface of the entrance to the duct with a cotton ball soaked with 70 ° alcohol and seal the entrance of the canal with temporary cement.
- Group 2 (Ca (OH) 2 / Ah Plus + Rhodamine B 0.01%).- Immediately after instrumentation, a calcium hydroxide paste (Eufar, Bogotá, Colombia) with propylene glycol was placed inside the root canal powder (0.25 g / 0.1ml) using a # 35 spiral lentulum (Dentsply Maillefer) and subsequent compaction with one and compacting it with a # 3 plugger (Dentsply Maillefer). Then, the samples were stored at 37 ° C with 100% humidity for 15 days (Fanem São Paulo - SP, Brazil). After that period, the paste was removed from the inside of the canal with the recapitulation





do una lima Wave One Large (Dentsply Maillefer). Posteriormente, los canales fueron irrigados con 15 ml de hipoclorito de sodio al 5,25%, seguido por 5 ml EDTA al 17% (MD.Cleanser Meta Biomed Chungcheongbuk-do, Korea) durante 3 minutos y 10 ml de agua destilada. Finalmente, los canales fueron obturados con la técnica de cono único con cemento Ah plus (Dentsply Maillefer) mezclado rodamina-B (0,1%) (Sigma Aldrich) siguiendo los mismos procedimientos descritos para el grupo G1.

Después de los procedimientos de obturación, ambos grupos fueron almacenados a 37 °C 100% de humedad por un mínimo de 7 días (Fanem São Paulo - SP, Brasil). Posteriormente, las raíces fueron cortadas en tres secciones con una cierra metalográfica de precisión (IsoMet 1000 Buehler, Illinois) desde apical a 3 mm, 6 mm, 9 mm, correspondientes a los tercios apical, medio y cervical. Una vez divididas se procedió a pulir cada sección en una pulidora doble de velocidad variable (Ecomet - Politriz, Buehler, Illinois). Posteriormente, cada sección fue observada a través de microscopía confocal de barrido a láser (Leica, Mannheim, Germany) a un aumento de 4X realizando el escaneamiento a 10 µm de profundidad de la superficie y utilizando una longitud de onda de absorción de 540 nm y de emisión de 590 nm, correspondientes a la longitud de onda de la rodamina-B. Las fotomicrografías obtenidas fueron analizadas en el programa Image J para determinar la penetración máxima (figura 1) del cemento en el interior de los túbulos dentinarios.

Los datos obtenidos fueron tabulados para su análisis estadístico a través del test ANOVA seguido por post hoc de Tukey para el análisis intragrupos; y del teste T para datos independientes para el análisis intergrupo. El nivel de significancia utilizados para estos tests fue de $p < 0.01$.

technique using a Wave One Large file (Dentsply Maillefer). Subsequently, the channels were irrigated with 15 ml of 5.25% sodium hypochlorite, followed by 5ml EDTA at 17% (MD.Cleanser Meta Biomed Chungcheongbuk-do, Korea) for 3 minutes and 10 ml of distilled water. Finally, the channels were sealed with the single cone technique with Ah plus cement (Dentsply Maillefer) mixed rhodamine-B (0.1%) (Sigma Aldrich) following the same procedures described for group G1.

After the sealing procedures, both groups were stored at 37 °C 100% humidity for a minimum of 7 days (Fanem São Paulo - SP, Brazil). Subsequently, the roots were cut into three sections with a precision metallographic closure (IsoMet 1000 Buehler, Illinois) from apical to 3 mm, 6 mm, 9 mm, corresponding to the apical, middle and cervical thirds. Once divided, each section was polished in a double polisher variable speed (Ecomet - Politriz, Buehler, Illinois). Subsequently, each section was observed through confocal laser scanning microscopy (Leica, Mannheim, Germany) at a 4X magnification by scanning at 10 µm surface depth and using an absorption wavelength of 540 nm and of emission of 590 nm, corresponding to the wavelength of rhodamine-B. The obtained photomicrographs were analyzed in the Image J program to determine the maximum penetration (figure 1) of the cement inside the dentinal tubules.

The obtained data were tabulated for statistical analysis through the ANOVA test followed by Tukey's post hoc test for intra-group analysis; and of teste T for independent data for intergroup analysis. The level of significance used for these tests was $p < 0.01$.



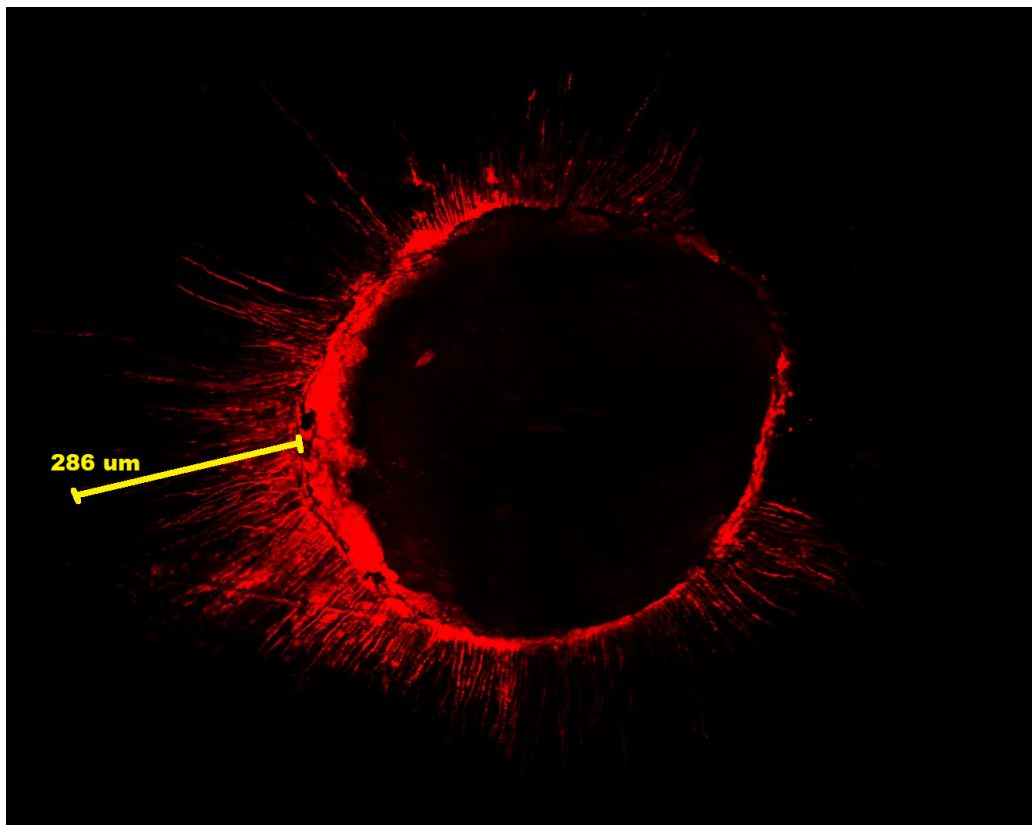


Figura 1. Penetración máxima del cemento obturador en el interior de los túbulos dentinarios; Maximum penetration of the sealing cement inside the dentinal tubules

Resultados

La penetración de cemento Ah plus en el interior de los túbulos dentinarios en todos los tercios del canal radicular analizados fue significativamente menor en el grupo donde fue empleada previamente a la obturación la medicación intracanal con la pasta a base de hidróxido de calcio ($p < 0.01$) (tabla 1, figura 1).

En el grupo obturado con cemento Ah plus sin previa colocación de hidróxido de calcio antes de la obturación se observó que la penetración del cemento en los túbulos fue significativamente menor en el tercio apical, seguido por el medio y finalmente por el cervical ($p < 0.01$). En el grupo obturado con cemento Ah plus con previa colocación de hidróxido de calcio antes de la obturación se observó que la penetración del cemento en los túbulos fue significativamente menor en el tercio apical ($p < 0.01$) y sin diferencia significativa entre el tercio medio y cervical ($p > 0.01$) (tabla 1, figura 2).

Results

The penetration of cement Ah plus inside the dentinal tubules in all thirds of the root canal analyzed was significantly lower in the group where intracanal medication with the paste based on calcium hydroxide was used prior to filling ($p < 0.01$) (table 1, figure 1).

In the group sealed with Ah plus cement without prior placement of calcium hydroxide before the filling was observed that the penetration of the cement in the tubules was significantly lower in the apical third, followed by the middle and finally by the cervical ($p < 0.01$). In the group sealed with Ah plus cement with previous placement of calcium hydroxide before filling it was observed that the penetration of the cement in the tubules was significantly lower in the apical third ($p < 0.01$) and without significant difference between the middle third and cervical ($p > 0.01$) (table 1, figure 2).



Tabla 1. Penetración máxima (µm) de cemento Ah plus en el interior de los túbulos dentinarios previa utilización o no de medicación intracanal a base de hidróxido de calcio; Maximum penetration (µm) of Ah plus cement inside the dentinal tubules after using or not using intracanal medication based on calcium hydroxide

	Penetración máxima (media – desviación estándar) / Maximum Penetration (media – standar deviation)	
	Ah plus	Ca(OH) ₂ / Ah plus
Tercio cervical / Cervical Third	937.8 (87.73) ^{a,¥}	280.1(98.76) ^{a,∅}
Tercio medio / Medioum Third	695.6 (91.08) ^{b,¥}	249.9(98.09) ^{b,∅}
Tercio apical / Apical Third	350.7(162.47) ^{c,¥}	87.7 (54.31) ^{b,∅}

Letras diferentes significa diferencia significativa intergrupos (p<0.01). Teste ANOVA. Teste Tukey.
 Símbolos diferentes significa diferencia significativa intragrupos (p<0.01). Teste T.
 Different letters means significant intergroup difference (p <0.01). TEST ANOVA. Test Tukey.
 Different symbols means significant intragroup difference (p <0.01). Teste T.

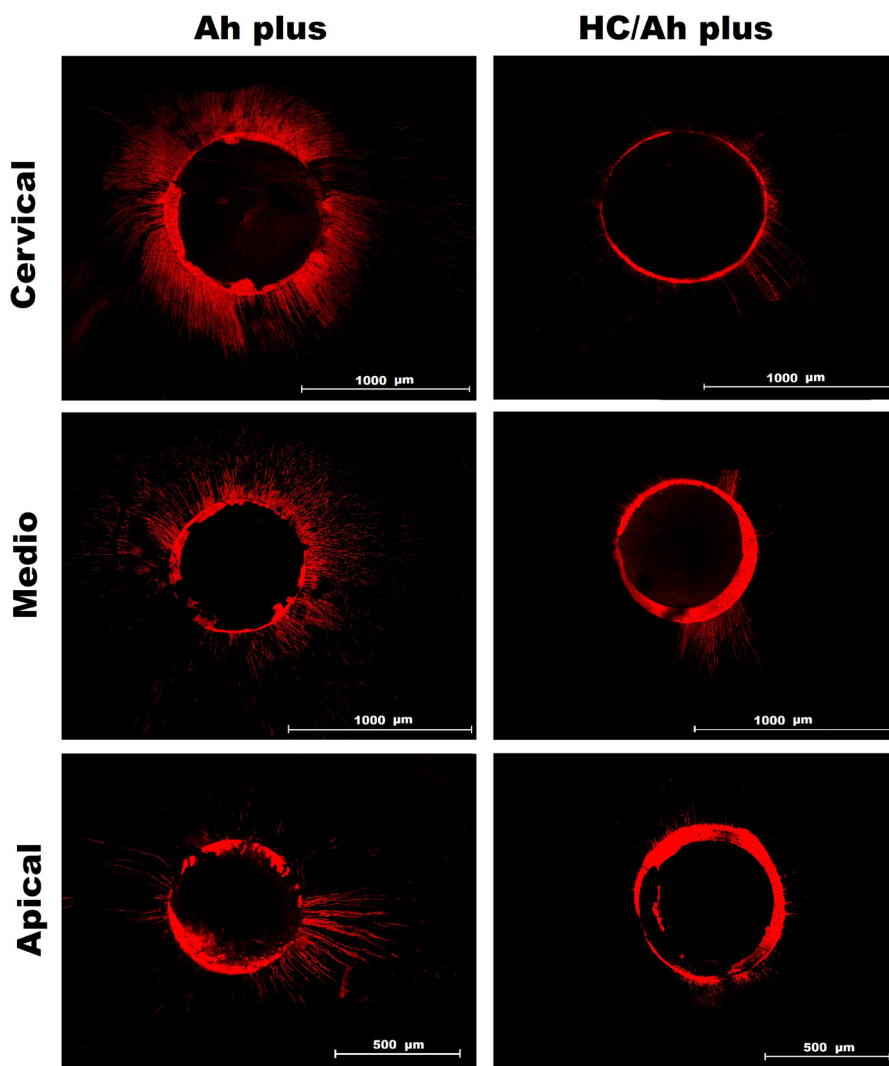


Figura 2. Fotomicrografías de los canales obturados con cemento Ah plus sin y con previa colocación de hidróxido de calcio (HC) como medicación intracanal; Photomicrographs of the channels sealed with Ah plus cement without and with previous placement of calcium hydroxide (HC) as intra-channel medication.





Discusión

Para alcanzar la máxima efectividad, es importante que la pasta llene de forma homogénea el conducto radicular en toda su longitud de trabajo¹², para cumplir con este propósito en este estudio, la pasta de hidróxido de calcio se colocó con léntulo, método considerado como el más efectivo para la inserción de pasta en el sistema de canales radiculares¹³⁻¹⁷. Sin embargo durante los procedimientos de obturación endodóntica, los remanentes de hidróxido de calcio pueden actuar como una barrera e impedir la penetración del cemento sellador en los túbulos dentinarios⁴, a pesar de los avances de la tecnología, ninguna técnica remueve completamente el apósito de $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ^{2,18-23}. Debido a las dificultades en la remoción de la medicación con pasta de $\text{Ca}(\text{OH})_2$ los remanentes podrían actuar como barrillo dentinario (capa química) y causar dificultades en la penetración del cemento obturador, lo que contribuiría a la microfiltración apical. En el presente estudio se demostró que el hidróxido de calcio disminuye la profundidad de penetración del cemento en los túbulos dentinarios ($p < 0,01$).

Estos hallazgos concuerdan con la investigación de Uzunoglu et al. 2018²⁴, quienes efectuaron una investigación sobre el efecto del hidróxido de calcio en la penetración de los túbulos dentinarios en un sellador a base de resina epoxi (AH-26) y de silicato tricálcico (BioRoot RCS), se utilizaron premolares en los cuales se analizó la profundidad de penetración mediante microscopio láser confocal, evidenciando que los restos de la medicación con hidróxido de calcio disminuyeron significativamente la profundidad y el porcentaje de penetración en los túbulos dentinarios con el sellador AH-26 y BioRoot en los tres tercios. El efecto del hidróxido de calcio residual en la penetración del cemento podría estar relacionado con la interacción de sus propiedades fisicoquímicas como; composición, pH, espesor de la película, humectabilidad, y flujo²⁵.

Discussion

To achieve maximum effectiveness, it is important that the paste homogeneously fill the root canal throughout its entire length of work¹², to fulfill this purpose in this study, the calcium hydroxide paste was placed with a lentulum, a method considered as the most effective for the insertion of paste into the root canal system¹³⁻¹⁷. However, during endodontic filling procedures, calcium hydroxide remnants can act as a barrier and prevent penetration of sealant cement into dentinal tubules⁴, despite advances in technology, no technique completely removes the dressing of $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ^{2,18-23}. Due to the difficulties in removing the medication with $\text{Ca}(\text{OH})_2$ paste, the remnants could act as a dentin bar (chemical layer) and cause difficulties in the penetration of the sealing cement, which would contribute to apical microfiltration. In the present study it was shown that calcium hydroxide decreases the depth of penetration of cement into dentinal tubules ($p < 0.01$).

These findings agree with the research of Uzunoglu et al. 2018²⁴, who conducted an investigation on the effect of calcium hydroxide on the penetration of dentinal tubules in a sealant based on epoxy resin (AH-26) and tricalcium silicate (BioRoot RCS), premolars were used in which depth of penetration was analyzed using a confocal laser microscope, showing that the remains of the calcium hydroxide medication significantly decreased the depth and the percentage of penetration in the dentinal tubules with the AH-26 and BioRoot sealant in the three thirds. The effect of residual calcium hydroxide on cement penetration could be related to the interaction of its physicochemical properties such as; Composition, pH, film thickness, wettability, and flow²⁵.





No obstante, los resultados de la actual investigación difiere de lo publicado por Cruz et al. 2017²⁶, en el cual, realizaron un estudio con la finalidad de evaluar el efecto del hidróxido de calcio (HC), en la penetración tubular de dos selladores de endodoncia, Ah Plus y MTA Fillapex, identificando que el uso del CH intracanal no interfirió con la penetración del sellador en el tercio apical del conducto; sin embargo, disminuyó la penetración de Ah Plus en el tercio medio. Estos resultados pueden ser causados por diferentes parámetros como, la anatomía del canal radicular, el tamaño y densidad de los túbulos dentinarios, la dificultad para completar la eliminación de la medicación intracanal de HC como del barrillo dentinario^{21,22}. Bernardes et al. 2010²⁷, informaron que con o sin la presencia de restos de HC, la penetrabilidad de los selladores tiende a aumentar en la dirección ápico-coronal; estos resultados concuerdan con los de la actual investigación.

Akçay et al. 2016²⁸, aducen que la profundidad de penetración en los túbulos dentinarios de cinco cementos selladores y el tercio de la raíz con mayor penetración de los mismos, mediante microscopia laser confocal, el tercio del conducto radicular que presentó mayor penetración del cemento sellador fue el tercio coronal seguido por el tercio medio y por último el tercio apical que presentó una menor área de penetración del cemento sellador; resultados que coinciden con los de este estudio en cuanto a la penetración, debido a que el tercio cervical fue el que presentó mayor profundidad y porcentaje de penetración seguido por el tercio medio y finalmente el tercio apical del conducto radicular. Además, el cemento sellador AH presentó una baja penetración en los túbulos dentinarios en el tercio apical en ambos grupos probablemente debido a la que el tercio apical presenta frecuentemente obliteración de los túbulos dentinarios.

Muchos factores podrían tener un efecto en la penetración de los materiales en los túbulos dentinarios, como la capa de frotis²⁹, las

However, the results of the current investigation differs from that published by Cruz et al. 2017²⁶, in which, they conducted a study with the purpose of evaluating the effect of calcium hydroxide (HC), on the tubular penetration of two endodontic sealants, Ah Plus and MTA Fillapex, identifying that the use of Intracanal CH did not interfere with sealant penetration in the apical third of the canal; however, the penetration of Ah Plus in the middle third decreased. These results can be caused by different parameters such as the root canal anatomy, the size and density of the dentinal tubules, the difficulty in completing the elimination of the intracanal HC medication and the dentinal slit^{21,22}. Bernardes et al. 2010²⁷, reported that with or without the presence of HC residues, sealability penetrability tends to increase in the apical-coronal direction; These results are consistent with those of the current investigation.

Akçay et al. 2016²⁸, argue that the depth of penetration in the dentinal tubules of five sealing cements and the third of the root with greater penetration thereof, by confocal laser microscopy, the third of the root canal that presented greater cement penetration sealant was the coronal third followed by the middle third and finally the apical third that presented a smaller area of penetration of the sealant cement; results that coincide with those of this study in terms of penetration, because the cervical third was the one with the greatest depth and percentage penetration followed by the middle third and finally the apical third of the root canal. In addition, the sealing cement AH presented a low penetration in the dentinal tubules in the apical third in both groups probably because the apical third frequently presents obliteration of the dentinal tubules.

Many factors could have an effect on the penetration of materials into the dentinal tubules, such as the smear layer²⁹, the





propiedades físicas y químicas de los materiales³⁰ y la anatomía del diente¹³, las características de la superficie de la dentina también pueden afectar la penetración de los selladores de conductos radiculares³¹.

Chandra et al. 2012³², mencionan que anteriormente las investigaciones para evaluar la penetración de cementos selladores en el interior de túbulos dentinarios fueron realizadas con microscopio de luz, con los años siguieron avanzando y se utilizó el microscopio electrónico de barrido. Sin embargo, debido a sus desventajas tales como: la dificultad de distinguir el cemento de la dentina del conducto radicular; la presencia de artefactos en la imagen final y el mayor tiempo invertido en la observación³³, el microscopio laser confocal se ha ido empleado con mayor frecuencia en los últimos años por sus varias ventajas: alta resolución vertical y horizontal lo que permite un estudio tridimensional de las muestras, capacidad de controlar la profundidad de campo y recoger secciones ópticas, capacidad de diferenciar distintas estructuras teñidas con fluoróforos a mayor contraste, posibilidad de realizar una reconstrucción 3D de las imágenes digitalizadas obtenidas de cada muestra, las cuales pueden ser analizadas con diferentes software. El microscopio láser confocal utiliza una fuente láser para promover la excitación de los fluoróforos. Los rayos láser pueden difundirse a través de la dentina, esmalte y las biopelículas, detectando así sus estructuras internas y formando varias imágenes.

Esta tecnología proporciona información confiable sobre la distribución del CH y los cementos selladores a lo largo de la circunferencia de la pared del conducto radicular. Tedesco et al. 2018³⁴, compararon la precisión de la medición con microscopio láser confocal con microscopio electrónico de barrido. Evaluaron la penetración en el interior de los túbulos dentinarios de dos cementos selladores, compararon Endofill y Ah Plus. Como resultados obtuvieron que la penetración en el interior de los túbulos

physical and chemical properties of the materials³⁰ and the anatomy of the tooth¹³, the characteristics of the Dentin surface can also affect the penetration of root canal sealants³¹.

Chandra et al. 2012³², mention that previously the investigations to evaluate the penetration of sealing cements inside dentinal tubules were carried out with a light microscope, with the years they continued advancing and the scanning electron microscope was used. However, due to its disadvantages such as: the difficulty of distinguishing dentin cement from the root canal; the presence of artifacts in the final image and the greater time invested in observation³³, the confocal laser microscope has been used more frequently in recent years for its several advantages: high vertical and horizontal resolution allowing a three-dimensional study of the samples, ability to control depth of field and collect optical sections, ability to differentiate different structures dyed with fluorophores with greater contrast, possibility of performing a 3D reconstruction of the digitized images obtained from each sample, which can be analyzed with different software. The confocal laser microscope uses a laser source to promote the excitation of fluorophores. Lasers can diffuse through dentin, enamel and biofilms, thus detecting their internal structures and forming several images.

This technology provides reliable information on the distribution of CH and sealing cements along the circumference of the root canal wall. Tedesco et al. 2018³⁴, compared the measurement accuracy with confocal laser microscope with scanning electron microscope. They evaluated the penetration inside the dentinal tubules of two sealing cements compared Endofill and Ah Plus. As a result, they obtained that penetration inside the dentinal tubules showed a significant difference be-





dentinarios presentó una diferencia significativa entre los métodos de observación para los dos cementos selladores, es decir, en las muestras analizadas con microscopía láser confocal se observó mayor cantidad de túbulos dentinarios con cemento sellador en su interior y mayor profundidad de penetración del cemento.

Conclusiones

La medicación intracanal con Ca(OH)₂ previa obturación del canal radicular disminuye la profundidad de penetración del cemento sellador Ah plus en los túbulos dentinarios. La penetración de los selladores en los túbulos dentinarios aumenta en la dirección ápico coronal.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Bibliografía

1. De Lima Machado ME. Endodoncia: ciencia y tecnología. México: AMOLCA; 2016.
2. Hosoya N, Kurayama H, Lino F, Arai T. Effects of calcium hydroxide on physical and sealing properties of canal sealers. *Int Endod J*. 2004 Mar; 37(3): p. 178-84.
3. Nandini S, Velmurugan N, Kandaswamy D. Removal efficiency of calcium hydroxide intracanal medicament with two calcium chelators: volumetric analysis using spiral CT, an in vitro study. *J Endod*. 2006 Nov; 32(11): p. 1097-101.
4. Böttcher D, Hirai V, Da Silva Neto U, Grecca F. Effect of calcium hydroxide dressing on the long-term sealing ability of two different endodontic sealers: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2010; 110(3): p. 386-9.
5. Kok D, Rosa R, Barreto M, Busanello F, Santini M, Pereira J. Penetrability of AH plus and MTA Ilapex after endodontic treatment and retreatment: a confocal laser scanning microscopy study. *Microsc Res Tech*. 2014 Jun; 77(6): p. 467-71.
6. Zorzin J, Wießner J, Wießner T, Lohbauer U, Petschelt A, Ebert J. Removal of Radioactively Marked Calcium Hydroxide from the Root Canal: Influence of Volume of Irrigation and Activation. *J Endod*. 2016 Apr; 42(4): p. 637-40.

tween the observation methods for the two sealing cements, that is, in the samples analyzed with confocal laser microscopy, a greater amount of tubules was observed dentiniers with cement sealant inside and greater depth of penetration of cement.

Conclusions

Intra-channel medication with Ca (OH) 2 after filling the root canal decreases the penetration depth of the sealing cement Ah plus in the dentinal tubules. Penetration of sealants in dentinal tubules increases in the coronal apical direction.

Conflict of interests

The authors declare that they have no conflicts of interest.

7. Camargo E, Vivian R, Bramante C, Duarte M, Graeff M, Silva P, et al. The influence of calcium hydroxide on adaptation and root canal penetration in teeth filled with methacrylate-based resin sealer. *Dental Press Endod*. 2015 Sept-Dec; 5(3): p. 21-7.
8. Kim S, Kim Y. Influence of calcium hydroxide intracanal medication on apical seal. *Int Endod J*. 2002 Jul; 35(7): p. 623-8.
9. Mamootil K, Messer H. Penetration of dentinal tubules by endodontic sealer cements in extracted teeth and in vivo. *Int Endod J*. 2007 Nov; 40(11): p. 873-81.
10. Deniz Sungur D, Aksel H, Purali N. Effect of a Low Surface Tension Vehicle on the Dentinal Tubule Penetration of Calcium Hydroxide and Triple Antibiotic Paste. *J Endod*. 2017 Mar; 43(3): p. 452-455.
11. Viapiana R, Moizadeh A, Camilleri L, Wesselink P, Tanomaru Filho M, Camilleri J. Porosity and sealing ability of root fillings with gutta-percha and BioRoot RCS or AH Plus sealers. *Int Endod J*. 2016 Aug; 49(8): p. 774-82.
12. Zavala L. Efecto inhibidor de la clorhexidina gel al 2 % y del hidróxido de calcio mezclados con tres diferentes vehículos (solución de clorhexidina al





- 2 %, paramonoclorofenol alcanforado y suero fisiológico) ante la presencia de *Enterococcus faecalis*. Lima: Universidad Wiener; 2014.
13. Estrela C, Mamede Neto I, Lopes H, Estrela C, Pécora J. Root canal filling with calcium hydroxide using different techniques. *Braz Dent J*. 2002; 13(1): p. 53-6.
 14. Chybowski E, Glickman G, Patel Y, Fleury A, Solomon E, He J. Clinical Outcome of Non-Surgical Root Canal Treatment Using a Single-cone Technique with Endosequence Bioceramic Sealer. *J Endod*. 2018 Jun; 44(6): p. 941-945.
 15. Monticelli F, Sword J, Martin R, Schuster G, Weller R, Ferrari M, et al. Sealing properties of two contemporary single-cone obturation systems. *Int Endod J*. 2007 May; 40(5): p. 374-85.
 16. Faga E, Gonzales L, Taccio G, Dos Santos M, Antoniazzi J, Gavini G. Presence of Voids after Continuous Wave of Condensation and Single-cone Obturation in Mandibular Molars: A Micro-Computed Tomography Analysis. *J Endod*. 2017; 43(4): p. 638-642.
 17. Ho C, Khoo A, Tan R, Teh J, Lim K, Sae L. pH changes in root dentin after intracanal placement of improved calcium hydroxide containing gutta-percha points. *J Endod*. 2003 Enero; 29(1): p. 4-8.
 18. Capar I, Ozcan E, Arslan H, Ertas H, Aydinbelge H. Effect of different irrigation methods on the removal of calcium hydroxide from an artificial standardized groove in the apical third of root canals. *J Endod*. 2014 Mar; 40(3): p. 451-4.
 19. Pompermayer A, Abreu R, Favarin M, Wagner M, Vinicius M, Kuga M, et al. The effect of final irrigation on the penetrability of an epoxy resin-based sealer into dentinal tubules: a confocal microscopy study. *Clinical Oral Invest*. 2015; 13(9): p. 233-239.
 20. Kara T. Effect of QMix 2in1 on Sealer Penetration into the Dentinal Tubules. *J Endod*. 2015 Febrero; 41(2): p. 257-260.
 21. Yaylali I, Kececi A, Kaya B. Ultrasonically activated irrigation to remove calcium hydroxide from apical third of human root canal system: a systematic review of in vitro studies. *J Endod*. 2015 Octubre; 41(10): p. 1589-1599.
 22. Castagna F, Rizzon P, Rosa R, Santini M, Barreto M, Duarte M, et al. Effect of passive ultrasonic instrumentation as a final irrigation protocol on debris and smear layer removal—a SEM analysis. *Microsc Res Tech*. 2013 Mayo; 76(5): p. 496-502.
 23. Gupta R, Sharma H, Kumari R, Prakash N, Rai N, Jain R. Effectiveness of two techniques in removal of calcium hydroxide medicament from root canals: An in vitro assessment. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2018 Septiembre; 12(7): p. 309-312.
 24. Uzunoglu E, Erdogan O, Aktemur S. Effect of calcium hydroxide dressing on the dentinal tubule penetration of 2 different root canal sealers: a confocal laser scanning microscopic study. *J Endod*. 2018 Junio; 44(6): p. 1-6.
 25. Rodríguez G, Álvarez M, García J. El hidróxido de calcio: su uso clínico en la endodoncia actual. *AMC*. 2005 mayo-junio; 9(3): p. 143-152.
 26. Cruz A, Grecca F, Piaseckii L, Wichnieski C, Westphalen V, Carneiro E, et al. Influence of the calcium hydroxide intracanal dressing on dentinal tubule penetration of two root canal sealers. *European Endodontic Journal*. 2017 Junio; 2(1): p. 3-6.
 27. Bernardes R, De Amorim C, Junior D, Pereira L, Duarte M, Moraes I, et al. Evaluation of the flow rate of 3 endodontic sealers: sealer 26, AH plus and MTA obtura. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2010 Enero; 109(1): p. 47-49.
 28. Akcay M, Arslan H, Durmus N, Mese M, Capar I. Dentinal Tubule Penetration of AH Plus, iRoot SP, MTA Fillapex, and GuttaFlow Bioseal Root Canal Sealers After Different Final Irrigation Procedures: A Confocal Microscopic Study. *Lasers Surg Med*. 2016 Jan; 48(1): p. 70-6.
 29. Hülsmann M, Ove , Peters , Dummer P. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*. 2005; 10(1): p. 30-76.
 30. Flores D, Rached F, Versiani M, Guedes D, Sousa-Neto M, Pécora J. Evaluation of physicochemical properties of four root canal sealers. *Int Endod J*. 2011 Feb; 44(2): p. 126-35.
 31. Adl A, Hamed S, Sedigh Shams M, Motamedifar M, Sobhnamayan F. The ability of triple antibiotic paste and calcium hydroxide in disinfection of dentinal tubules. *Iran Endod J*. 2014 Mar; 9(2): p. 123-6.
 32. Chandra S, Shankar P, Indira R. Depth of Penetration of Four Resin Sealers into Radicular Dentinal Tubules: A Confocal Microscopic Study. *J Endod*. 2012 Abr; 38(10): p. 1412-1416.
 33. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Perdigão J, Lambrechts P, et al. Microscopy investigations. Techniques, results, limitations. *Am J Dent*. 2000 noviembre; 13(Spec No): p. 3-18.
 34. Tedesco M, Carvalho M, Antunes E, Fonseca L, Hecke A, Silveira C. Comparison of two observational methods, scanning electron and confocal laser scanning microscopies, in the adhesive interface analysis of endodontic sealers to root dentine. *Clinical Oral Investigations*. 2018; 22(1): p. 2353-2361.





Virginia, Veintimilla; <https://orcid.org/0000-0003-0850-1531>

Raquel, Guillen; <https://orcid.org/0000-0002-4177-1499>

Héctor, Caballero; <https://orcid.org/0000-0001-5479-8263>

Manoel, Machado; <https://orcid.org/0000-0001-7899-4576>



RECONOCIMIENTO-NOCOMERCIAL-COMPARTIRIGUAL
CC BY-NC-SA

ESTA LICENCIA PERMITE A OTROS ENTREMEXCLAR, AJUSTAR Y CONSTRUIR A PARTIR DE SU OBRA CON FINES NO COMERCIALES, SIEMPRE Y CUANDO LE RECONOZCAN LA AUTORÍA Y SUS NUEVAS CREACIONES ESTÉN BAJO UNA LICENCIA CON LOS MISMOS TÉRMINOS



DOI: 10.29166/odontologia.vol21.n2.2019-19-38

URL: <http://revistadigital.uce.edu.ec/index.php/odontologia/article/view/2059>



ODONTOLOGÍA

ARTÍCULO CIENTÍFICO

Adaptación marginal y resistencia a la tracción de coronas provisionales cementadas con dos biomateriales

Marginal adaptation and tensile strength of interim crowns with two biomaterials

Adaptação marginal e resistência à tração de coroas provisórias cimentadas com dois biomateriais

Paola Elisabeth Casanova Obando¹, María Fernanda Alarcón Larco²

RECIBIDO: 18/12/2018 **ACEPTADO:** 29/03/2019 **PUBLICADO:** 01/07/2019

1. Odontóloga; Facultad de Odontología, Universidad Central del Ecuador; Quito, Ecuador.
2. Especialista en Rehabilitación Oral; Profesora de la Facultad de Odontología, Universidad Central del Ecuador; Quito, Ecuador.

CORRESPONDENCIA

María Fernanda Alarcón Larco
Universidad Central del Ecuador;
Facultad de Odontología

mfalarcon@uce.edu.ec

RESUMEN

Entre los requerimientos que debe cumplir una restauración provisional, destacan la adaptación marginal precisa y el sellado adecuado del agente cementante temporal. **Objetivo:** Comparar la adaptación marginal y resistencia a la tracción de coronas provisionales fabricadas con acrílico de termocurado y resina, cementadas con dos tipos de biomaterial. **Metodología:** Estudio in vitro. 40 premolares superiores fueron tallados para recibir una corona completa que se confeccionó con dos tipos de biomaterial provisional (n=20): acrílico de termocurado Veracril® y resina Temp Basic® - CAD/CAM. Las coronas fueron cementadas con dos agentes cementantes temporales (Dycal® y TempBond NE®), se observó la adaptación marginal por medio de un estéreo microscopio; después, fueron sometidas a termociclado por 2.500 ciclos y luego se realizó una segunda observación y medición, finalmente se realizaron pruebas de tracción. **Resultados:** Mediante Kruskal Wallis se encontró diferencias significativas entre los grupos en ambos tiempos de estudio. Los grupos cementados con Dycal® presentaron mejor sellado marginal antes y después del termociclado y mayor resistencia a la tracción que los cementados con TempBond NE® (p= <0,05). En todos los grupos la adaptación marginal fue menor después del termociclado (p= <0,05). Por medio del coeficiente de Pearson se determinó una correlación negativa (- 0.97) entre la desadaptación marginal y la resistencia a la tracción. **Conclusiones:** La desadaptación marginal tiene relación con el cemento utilizado, las coronas provisionales cementadas con Dycal® presentaron estadísticamente menor discrepancia marginal y mayores fuerzas de retención con relación al TempBond NE. El proceso de termociclado influyó en el aumento de la desadaptación marginal en todos los grupos. Cuando la desadaptación fue mayor disminuyó la resistencia a la tracción.

Palabras clave: Restauración dental provisional; coronas; adaptación marginal dental; resistencia a la tracción; cementos dentales; materiales biocompatibles.

ABSTRACT

Among the requirements that must be carried out by a provisional restoration, the precise marginal adaptation and adequate sealing of the temporary cementing agent stand out. **Objective:** To compare the marginal adaptation and tensile strength of temporary crowns made of thermo-curing acrylic and resin, cemented with two types of biomaterial. **Methodology:** In vitro study. 40 upper premolars were carved to receive a complete crown that was made with two types of provisional biomaterial (n = 20): Veracril® thermosetting acrylic and Temp Basic® resin - CAD / CAM. The crowns were cemented with two temporary cementing agents (Dycal® and TempBond NE®), marginal adaptation was observed by means of a stereo microscope; then, they were subjected to thermocycling for 2,500 cycles and then a second observation and measurement was performed, finally tensile tests were performed. **Results:** Kruskal Wallis found significant differences between the groups in both study times. The groups cemented with Dycal® presented better marginal sealing before and after thermocycling and greater tensile strength than those cemented with TempBond NE® (p = <0.05). In all groups the marginal adaptation was lower after thermocycling (p = <0.05). By means of the Pearson coefficient, a negative correlation (- 0.97) was determined between marginal maladjustment and tensile strength. **Conclusions:** The marginal microleakage is related to the cement used, the provisional crowns cemented with Dycal® presented statistically lower marginal discrepancy and greater retention forces in relation to TempBond NE. The thermocycling process influenced the increase in marginal maladjustment in all groups. When the maladjustment was higher, the tensile strength decreased.

Keywords: Provisional dental restoration; crowns; marginal dental adaptation; tensile strength; dental cements; biocompatible materials.

RESUMO

Entre os requisitos que uma restauração provisória deve atender, destacam-se a adaptação marginal precisa e o selamento adequado do agente de cimentação temporário. **Objetivo:** Comparar a adaptação marginal e resistência à tração de coroas temporárias de acrílico e resina de termopolimerização, cimentadas com dois tipos de biomateriais. **Metodologia:** Estudo in vitro. 40 pré-molares superiores foram preparados para receber uma coroa completa confeccionada com dois tipos de biomaterial provisório (n = 20): acrílico de termopolimerização Veracril® e resina Temp Basic® - CAD / CAM. As coroas foram cimentadas com dois agentes de cimentação temporários (Dycal® e TempBond NE®); a adaptação marginal foi observada por meio de estéreo microscópio; depois, foram submetidos a termociclagem por 2.500 ciclos térmicos e, em seguida, uma segunda observação e medição foi realizada; finalmente, testes de tração foram realizados. **Resultados:** no teste Kruskal Wallis encontrou-se diferenças significativas entre os grupos nos dois tempos de estudo. Os grupos cimentados com Dycal® apresentaram melhor selamento marginal antes e depois da termociclagem e maior resistência à tração do que os cimentados com TempBond NE® (p = <0,05). Em todos os grupos, a adaptação marginal foi menor após da termociclagem (p = <0,05). Por meio do coeficiente de Pearson, foi determinada uma correlação negativa (- 0,97) entre discrepância marginal e resistência à tração. **Conclusões:** A perda da adaptação marginal está relacionada ao cimento utilizado, as coroas provisórias cimentadas com Dycal® apresentaram discrepância marginal menor estatisticamente significativa e maiores forças de retenção em relação ao TempBond® NE. O processo de termociclagem influenciou o aumento da desadaptação marginal em todos os grupos. Quando a desadaptação foi maior, a resistência à tração diminuiu.

Palavras-chave: Restauração dentária temporária; coroas; adaptação marginal; resistência à tração; cimentos dentários; materiais biocompatíveis.



Introducción

La prótesis provisional es llamada también transitoria o intermedia debido a su permanencia limitada en boca a la espera de la prótesis permanente¹; está diseñada para valorar estética, estabilidad, forma y función del tratamiento definitivo planificado^{2,3}. Es un procedimiento fundamental en el tratamiento de prótesis fija y desempeña funciones como la protección del tejido pulpar contra lesiones físicas, químicas y térmicas; mantenimiento de la estabilidad posicional, función oclusal y estética que son esenciales para el éxito clínico¹⁻⁴.

Las restauraciones provisionales pueden usarse durante periodos relativamente largos en casos de reconstrucción de boca completa o cuando se preparan múltiples dientes por lo que requieren de una adaptación marginal precisa para promover la salud gingival y proteger la preparación protésica^{2,5}. Cabe recalcar que las restauraciones provisionales forman una parte integral del tratamiento de prótesis fija⁶, como de rehabilitaciones sobre implantes que permiten definir un adecuado contorno del diente y un perfil de emergencia ideal⁷.

Dos factores contribuyen a conformar una restauración provisional bien integrada: la adaptación marginal óptima y el sellado adecuado del agente cementante temporal a las estructuras dentales⁸. Una restauración provisional preparada con adaptación deficiente induce a una microfiltración, provocando acumulación de placa y genera problemas periodontales subsiguientes que van desde la inflamación gingival con sangrado a una recesión gingival⁹.

Los materiales temporales han evolucionado enormemente desde sus inicios, se puede mencionar desde la utilización de los acrílicos, las coronas prefabricadas hasta los nuevos materiales de resina y las generadas por computador mediante diseño y fabricación CAD/CAM^{10,11}. Este sistema permite confeccionar provisionales a partir de bloques prefabricados polimerizados

Introduction

The provisional prosthesis is also called transient or intermediate due to its limited permanence in the mouth while waiting for the permanent prosthesis¹; It is designed to assess aesthetics, stability, form and function of the planned final treatment^{2,3}. It is a fundamental procedure in the treatment of fixed prostheses and performs functions such as the protection of pulp tissue against physical, chemical and thermal injuries; maintenance of positional stability, occlusal and aesthetic function that are essential for clinical success¹⁻⁴.

The provisional restorations can be used for relatively long periods in cases of complete mouth reconstruction or when multiple teeth are prepared so they require a precise marginal adaptation to promote gingival health and protect the prosthetic preparation^{2,5}. Notice that provisional restorations form an integral part of the treatment of fixed prostheses⁶ as of restorations on implants that allow to define an adequate contour of the tooth and an ideal emergency profile⁷.

Two factors contribute to form a well-integrated provisional restoration: the optimal marginal adaptation and adequate sealing of the temporary cementing agent to dental structures⁸. A provisional restoration prepared with poor adaptation induces microfiltration, causing plaque buildup and generating subsequent periodontal problems ranging from gingival inflammation with bleeding to a gingival recession⁹.

Temporary materials have evolved greatly since its inception, it can be mentioned from the use of acrylics, prefabricated crowns to new resin materials and those generated by computer through CAD / CAM design and manufacturing^{10,11}. This system allows making provisional from industrially polymerized prefabricated blocks, which avoids the heat of polymerization



industrialmente, lo que evita el calor de la polimerización y la contracción, presenta un buen comportamiento clínico, simplifica pasos y permite un adecuado ajuste marginal¹²⁻¹⁴.

El tamaño del espacio marginal para una corona provisional debe mantenerse aproximadamente entre 50 a 100 μm , similar al de las prótesis fijas definitivas, a fin de proporcionar un mantenimiento adecuado de los tejidos periodontales y pulpares¹⁵. Los valores menores a 120 μm se consideran clínicamente aceptables¹⁶; sin embargo otros estudios manifiestan un rango permitido de hasta 200 μm ^{13,17}. El ajuste marginal también puede ser afectado negativamente por la absorción de humedad y el ciclo térmico que pueden influir en las propiedades físicas del material. Entre otros factores tales como los vacíos en resinas acrílicas, tensiones de polimerización, monómero remanente y sin reaccionar o propagación de grietas de tensiones térmicas¹⁸.

Debido a la importancia clínica, se propuso determinar la adaptación marginal de dos materiales para confeccionar restauraciones provisionales: termocurado y resina para CAD/CAM, así como las fuerzas de retención que pueden brindar dos agentes cementantes provisionales de distinta composición.

Materiales y métodos

Estudio in vitro. 40 premolares superiores extraídos fueron tallados para recibir una corona completa confeccionada con dos tipos de biomateriales provisionales (n=30): un grupo con acrílico de termocurado Veracril® (New Stetic, Medellín- Colombia); y, el segundo grupo con resina Temp Basic® (Zirkonzahn®, Gais- Italia), con diseño y fabricación asistida por computador Zirkonzahn® (CAD/CAM). Después de la fabricación se procedió a cementar aleatoriamente 10 muestras de cada grupo con Dycal® y Tempbond®. El estudio fue aprobado por el Sub Comité de Ética e Investigación (SEISH) de la Facultad de Odontología de Uni-

and contraction, presents a good clinical behavior, simplifies steps and allows an adequate marginal adjustment¹²⁻¹⁴.

The size of the marginal space for a provisional crown should be maintained at approximately 50 to 100 μm , similar to that of definitive fixed prostheses, in order to provide adequate maintenance of the periodontal and pulp tissues¹⁵. Values below 120 μm are considered clinically acceptable¹⁶; However, other studies show a permitted range of up to 200 μm ^{13,17}. The marginal adjustment can also be adversely affected by moisture absorption and the thermal cycle that can influence the physical properties of the material. Among other factors such as voids in acrylic resins, polymerization stresses, remaining and unreacted monomer or propagation of thermal stress cracks¹⁸.

Due to the clinical importance, it was proposed to determine the marginal adaptation of two materials to make provisional restorations: thermosetting and resin for CAD / CAM, as well as the retention forces that can be provided by two provisional cementing agents of different composition.

Materials and methods

In vitro study. 40 extracted upper premolars were carved to receive a complete crown made with two types of provisional biomaterials (n= 30): a group with Veracril® thermo-curing acrylic (New Stetic, Medellin-Colombia); and, the second group with Temp Basic® resin (Zirkonzahn®, Gais- Italy), with computer-aided design and manufacturing Zirkonzahn® (CAD/CAM). After manufacturing, 10 samples from each group were randomly cemented with Dycal® and Tempbond®. The study was approved by the Subcommittee of Ethics and Research (SEISH) of the Faculty of Dentistry of Central University of



versidad Central del Ecuador.

Piezas dentales sanas extraídas por indicación ortodóntica fueron limpiadas de restos blandos y duros con el uso de curetas y ultrasonido. Se lavó cuidadosamente y se conservó en cajas estériles con solución fisiológica a 37°C para mantener su hidratación. Se colocaron en cubos de acrílico transparente de autocurado con la ayuda de una matriz de acero inoxidable de 20 x 20 x 20mm.

En cada muestra se realizó una preparación para corona completa de metal porcelana; Pegoraro, 2001¹⁹, la estandarización de las muestras se realizó mediante calibración de las fresas y el cambio de fresas cada 10 preparaciones, se inició con el surco marginal cervical en vestibular, palatino y caras proximales mediante una fresa diamantada esférica de 1,4 mm con una profundidad del surco de 0.7 mm. Luego se realizaron surcos de orientación en vestibular con una fresa cilíndrica de extremidad redondeada de 1,2 mm de diámetro, en palatino en su tercio medio cervical los surcos obtuvieron un desgaste de 0.6mm de profundidad que correspondieron a la mitad del diámetro de la fresa y en su tercio medio-oclusal con un espesor de 1,5 mm y en su cara oclusal se confeccionaron los surcos con una fresa cilíndrica de extremidad redondeada de 1,5 mm. Después, se unieron los surcos de orientación con una fresa cilíndrica diamantada con extremidad redondeada de 1,2 mm de diámetro, y con una fresa cilíndrica diamantada con extremidad redondeada de 1,5 mm de diámetro en oclusal y el tercio medio-oclusal en palatino. Para estandarizar la altura cérvico-oclusal de todas las muestras se mantuvo una altura de 4 mm medida con una sonda periodontal desde el surco oclusal hasta el margen cervical. El acabado se realizó con una fresa tronco-cónica con extremo redondo y grano fino de 1,2 mm de diámetro y fresas multilaminadas o diamantadas de grano extrafino, se redondeó todas las aristas y se obtuvo una superficie lisa¹⁹ (**figura 1**).

Ecuador.

Healthy dental pieces extracted by orthodontic indication were cleaned of soft and hard remains with the use of curettes and ultrasound. It was washed carefully and kept in sterile boxes with physiological solution at 37°C to maintain its hydration. They were placed in self-curing transparent acrylic cubes with the help of a 20 x 20 x 20mm stainless steel.

In each sample, a preparation was made for a full crown of porcelain metal; Pegoraro, 2001¹⁹, the standardization of the samples was carried out through calibration of the dental burs and the change of dental burs every 10 preparations, it began with the marginal cervical groove in the vestibular, palatine and proximal faces using a 1.4 mm spherical diamond drill with a groove depth of 0.7 mm. Orientation grooves were then made in vestibular with a cylindrical cutter with a rounded end of 1.2 mm in diameter, in palatine in its cervical middle third, the grooves obtained a wear of 0.6 mm in depth that corresponded to half the diameter of the cutter and in its mid-occlusal third with a thickness of 1.5 mm and in its occlusal face the grooves were made with a 1.5 mm rounded cylindrical end mill. Then, the orientation grooves were joined with a cylindrical diamond cutter with a rounded end of 1.2mm in diameter, and with a cylindrical cutter with a rounded end of 1.5mm in diameter in occlusal and the middle-occlusal third in palatine. To standardize the cervical-occlusal height of all samples, a height of 4 mm measured was maintained with a periodontal probe from the occlusal groove to the cervical margin. The finishing was done with a truncated conical cutter with a round end and a fine grain of 1.2 mm in diameter and multilaminated or diamond dental burs of extra fine grain, all edges were rounded and a smooth surface was obtained¹⁹ (**figure 1**).



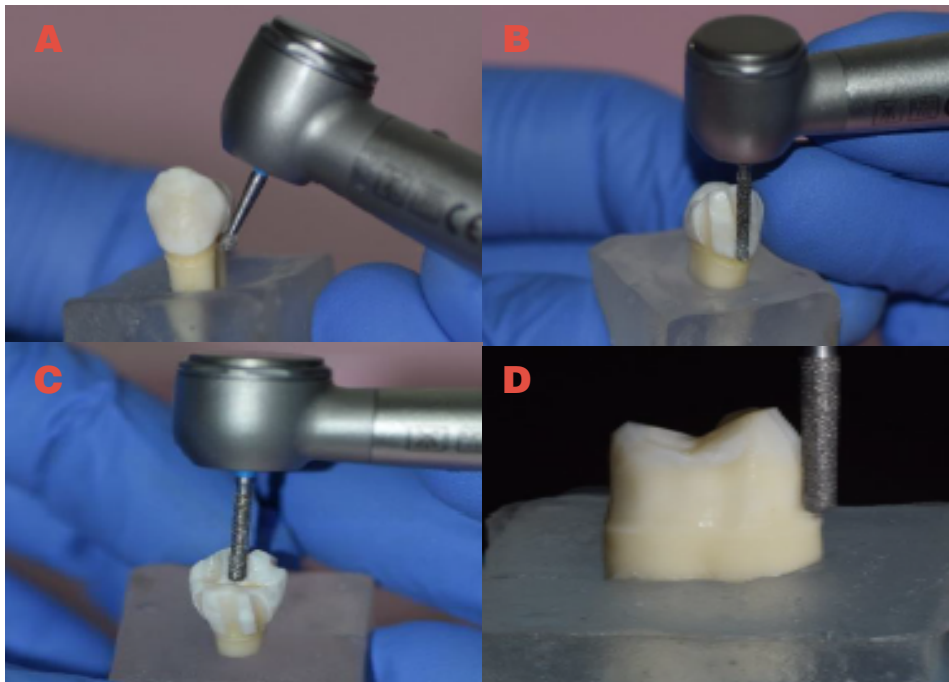


Figura 1. A. Surco marginal cervical. B y C. Surcos de orientación vestibular, oclusal y palatina. D. Muñón tallado. Base de datos de la investigación; A. Marginal marginal groove. B and C. Vestibular, occlusal and palatal orientation grooves. D. Carved stump. Data base of Investigation

Para el grupo de termocurado se colocó espaciador y se realizó un encerado con cera (yeti®, USA). Posteriormente, se procedió al enmuflado y luego la mufla se colocó en agua caliente en punto de ebullición con el objetivo de derretir la cera, terminado este proceso se retiró del agua y se abrió con el fin de eliminar los excedentes de cera. La mezcla de la resina acrílica de termocurado se realizó de acuerdo las indicaciones del fabricante, Veracril® (New Stetic, Medellín-Colombia). La dosificación se obtuvo por peso, dos partes de polímero termopolimerizable en polvo y una parte de monómero líquido, sistema 2:1 en todos los grupos para garantizar la menor discrepancia dimensional del material. Se realizó la mezcla de polvo y líquido en un recipiente, en forma de cruz continuamente durante 30 segundos, para evitar la incorporación de aire, se cubrió el recipiente hasta que la mezcla llegó a su etapa plástica para su manipulación. Luego se sometió al prensado manual

For the thermosetting group, a spacer was placed and waxed with wax (yeti®, USA). Later, the muffling was carried out and then the muffle was placed in boiling hot water with the aim of melting the wax, after this process was removed from the water and opened in order to remove excess wax. The mixture of the acrylic thermosetting resin was carried out according to the instructions of the manufacturer, Veracril® (New Stetic, Medellin-Colombia). The dosage was obtained by weight, two parts of thermopolymerizable polymer powder and one part of liquid monomer, 2: 1 system in all groups to ensure the least dimensional discrepancy of the material. The mixture of powder and liquid was performed in a cross-shaped container continuously for 30 seconds, to avoid the incorporation of air, the container was covered until the mixture reached its plastic stage for handling. Then it was subjected to manual pressing and the surpluses were removed

y se retiraron los excedentes y se continuó con su proceso de polimerización. La mufla se dejó enfriar a temperatura ambiente, se procedió a abrirla y se retiró las coronas provisionales. Fueron excluidas las muestras que mostraron burbujas e irregularidades y seleccionadas aquellas que no presentaron alteraciones en su estructura. Se eliminaron los excedentes y se pulió utilizando rueda de tela y polvo de piedra pómez (**figura 2**).

and its polymerization process was continued. The flask was allowed to cool to room temperature, it was opened and the temporary crowns removed. Samples that showed bubbles and irregularities were excluded and those that did not show alterations in their structure were selected. Surpluses were removed and polished using cloth wheel and pumice powder (**figure 2**).

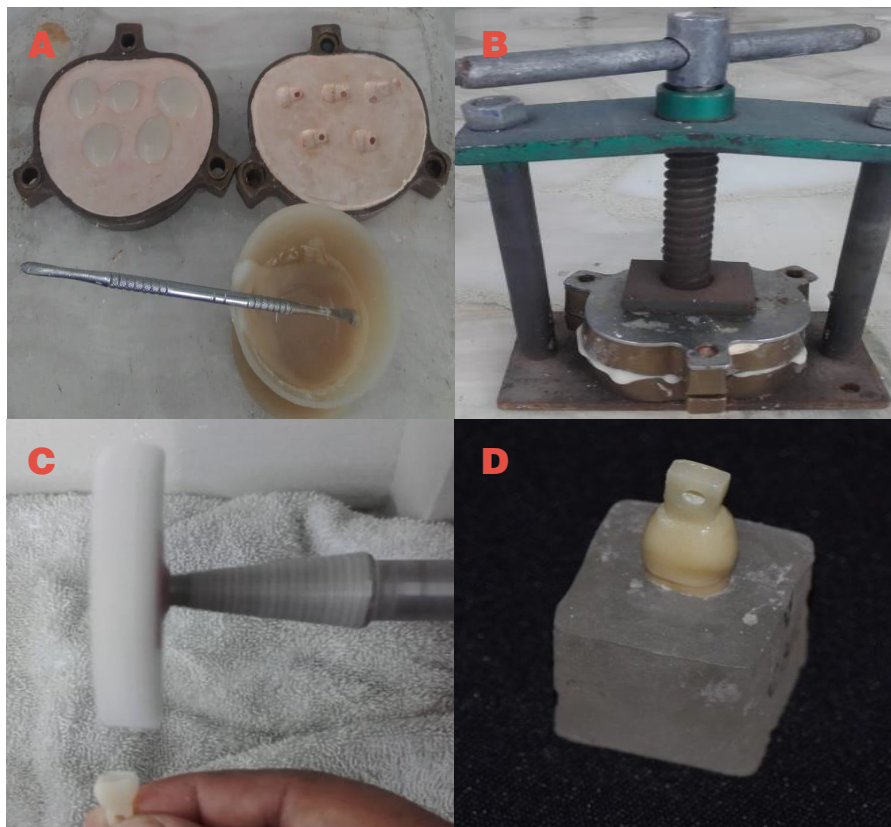


Figura 2. A. Mezcla de polvo y líquido en un recipiente. B. Prensado manual. C. Pulido de coronas provisionales. D. Corona terminada. Base de datos de la investigación; A. Mixing powder and liquid in a container. B. Manual pressing. C. Polishing of provisional crowns. D. Crown finished. data base of Investigation.

Para el grupo CAD/CAM se creó un archivo y se guardaron los datos codificados para cada muestra, luego esta información fue enviada al scanner donde se preparó los archivos. Se realizó el escaneo de cada una de las muestras preparadas, el archivo fue enviado a un programa de diseño (modeller); posteriormente, se envió el diseño a un programa llamado nestin y se seleccionó un disco prefabricado de resina Temp

For the CAD / CAM group, a file was created and the encoded data was saved for each sample, then this information was sent to the scanner where the files were prepared. Each of the prepared samples was scanned, the file was sent to a design program (modeller); Subsequently, the design was sent to a program called nestin and a prefabricated Temp Basic® resin disc (Zirkonzahn®, Gais-Italy) was



Basic® (Zirkonzahn®, Gais- Italia). Seleccionado el bloque y el diseño del archivero modélico, el sistema realizó un recorrido virtual y se procedió al fresado mediante el sistema Zirkonzahn® de cada corona provisional por 20 minutos aproximadamente, terminado el fresado se retiró del disco mediante una fresa de fisura y se procedió al pulido con fresas de felpa (**figura 3**).

selected. Selected the block and the design of the modélico file, the system made a virtual tour and milling was carried out using the Zirkonzahn® system of each provisional crown for approximately 20 minutes, after the milling was removed from the disk using a fissure mill and preceded polishing with plush milling cutter (**figure 3**).

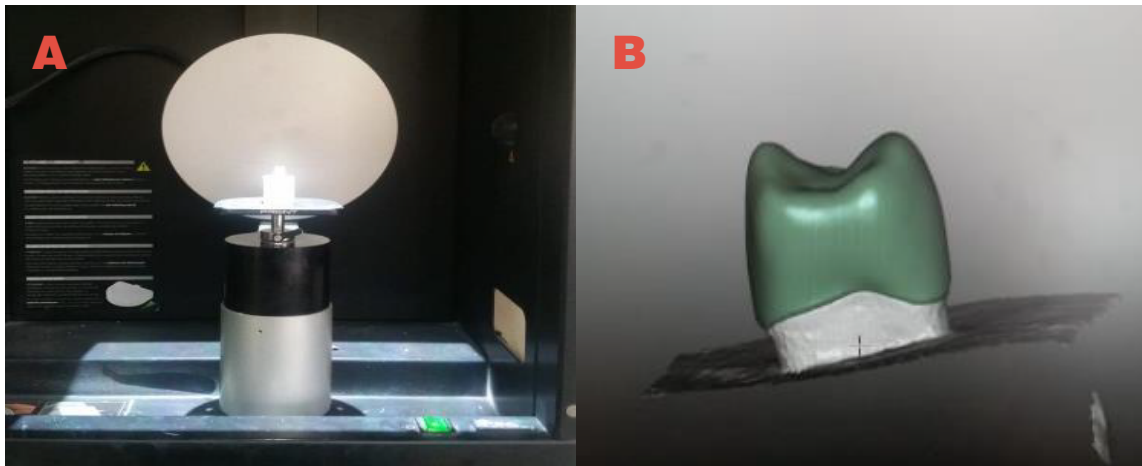


Figura 3. A Escaneo de las muestras. B. Diseño de las coronas provisionales; A scan of the samples. B. Design of provisional crowns.

Finalizada la preparación de las coronas provisionales, se procedió aleatoriamente a la cementación temporal en los dos grupos siguiendo las indicaciones de los fabricantes; para el cemento Dycal®, se procedió a secar los dientes preparados y la restauración provisional, se colocó en cantidades iguales de la base y el catalizador sobre un block de papel y se mezcló hasta obtener un color homogéneo durante 10 segundos y se colocó con un Dycalero en el contorno de corona provisional y se cementó sobre la preparación con una ligera presión, se esperó su tiempo de fraguado de 3 minutos y se retiró los excedentes con un explorador. Para la cementación con TempBond NE®, se procedió a secar los dientes preparados y la restauración provisional, posteriormente se colocó en cantidades iguales de la base y del catalizador sobre un block de papel, se realizó la mezcla durante 30 segundos obteniendo una combinación homogénea,

After the preparation of the provisional crowns, the temporary cementation in the two groups was randomly followed according to the manufacturer's instructions; for the Dycal® cement, the prepared teeth and the provisional restoration were dried, placed in equal quantities of the base and the catalyst on a paper block and mixed until obtaining a homogeneous color for 10 seconds and placed with a Dycalero in the provisional crown contour and cemented on the preparation with light pressure, we waited its setting time of 3 minutes and the surpluses were removed with an explorer. For the cementation with TempBond NE®, the prepared teeth and the provisional restoration were dried, subsequently placed in equal amounts of the base and the catalyst on a paper block, the mixture was made for 30 seconds to obtain a homogeneous mixture, it was applied in the provisional contour and it was cemented with a





se aplicó en el contorno del provisional y se cementó con una ligera presión, se esperó su tiempo de fraguado de 7 minutos, luego se retiró los excedentes con un explorador.

En los laboratorios de Caracterización de Nanomateriales de la Universidad de las Fuerzas Armadas (ESPE), se observó la adaptación marginal mediante estéreo microscopio SZ51 (Olympus, Japón), como referencia se utilizó una hoja milimetrada, se midió la zona media de las caras mesial, vestibular, distal y palatino obteniendo valores en μm de las discrepancias marginales para cada subgrupo que fueron registrados en hojas de Excel.

Posteriormente, se sometió las muestras a un proceso de envejecimiento mediante termociclado. Los ciclos térmicos sometidos fueron de 2.500 ciclos equivalentes a 3 meses de uso del provisional en boca, para simular los cambios que se producen en la cavidad bucal⁵. Cada ciclo obtuvo un tiempo total de 90 segundos; 30 segundos en cada uno de los tres recipientes con diferentes temperaturas de 37°, 5° y 55°C, completando cada ciclo. Terminado este proceso las muestras fueron colocadas en solución salina por 24 horas a temperatura ambiente y fueron observadas nuevamente en el estereomicroscopio SZ51 (Olympus, Japón).

Finalmente, las muestras fueron sometidas a fuerzas de tracción en los laboratorios de Mecánica de Materiales de la Universidad de las Fuerzas Armadas (ESPE), mediante la Máquina Universal de Ensayos MTS, modelo 5002 (MN, USA), a una velocidad de ensayo de 1 mm/min hasta la descementación de las coronas provisionales del muñón dental. Los datos fueron almacenados en tablas de Excel.

Resultados

Después del proceso de cementación se midió la adaptación marginal y se establecieron las medias y medianas de cada grupo. Mediante el test de Kruskal-Wallis se

slight pressure, we waited its setting time of 7 minutes, then the surplus was removed with an explorer.

In the laboratories of Characterization of Nanomaterials of the University of the Armed Forces (ESPE), the marginal adaptation was observed by means of stereo microscope SZ51 (Olympus, Japan), a millimeter sheet was used as reference, the middle area of the mesial, vestibular faces was measured, distal and palatine obtaining values in μm of the marginal discrepancies for each subgroup that were saved in Excel sheets.

Subsequently, the samples were subjected to an aging process by thermocycling. The thermal cycles submitted were 2,500 cycles equivalent to 3 months of use of the provisional in the mouth, to simulate the changes that occur in the oral cavity⁵. Each cycle obtained a total time of 90 seconds; 30 seconds in each of the three vessels with different temperatures of 37 °, 5 ° and 55 ° C, completing each cycle. After this process, the samples were placed in saline solution for 24 hours at room temperature and were observed again in the SZ51 stereomicroscope (Olympus, Japan).

Finally, the samples were subjected to tensile forces in the Materials Mechanics laboratories of the University of the Armed Forces (ESPE), using the MTS Universal Testing Machine, model 5002 (MN, USA), at a test speed of 1mm/min until the release of the provisional crowns of the dental stump. The data was stored in Excel tables.

Results

After the cementation process, marginal adaptation was measured and the means and medians of each group were established. The Kruskal-Wallis test determined



determinó que existen diferencias significativas entre los grupos ($P = < 0,05$). (**cuadro 1**).

that there are significant differences between the groups ($P = < 0.05$). (**table 1**)

Cuadro 1. Media, mediana y desviación estándar de los grupos después de la cementación. TT: Termocurado + Tempbond; TD: Termocurado + Dycal; CT: Temp Basic + Tempbond; CD: Temp Basic + Dycal. Kruskal-Wallis $P = < 0,05$; Medium, median and standard deviation of groups after cementation. TT: thermo-curing + tempbond; TD: thermo-curing + dycal; CT: temp basic + tempbond; CD: temp basic + dycal. Kruskal-wallis $p = < 0.05$.

GRUPOS / GROUPS	Tt	Td	Ct	Cd	Kruskal Wallis
Media / <i>Medium</i>	129.7179	106.434	118.0896	101.2502	p= < 0.0001
Desviación estándar / <i>Standard deviation</i>	5.2368	5.2742	7.862	9.834	
Mediana / <i>Median</i>	131.631	105.8505	118.891	100.155	
Desvío Intercuartílico / <i>Interquartile deflection</i>	4.0458	5.2215	10.546	5.1162	

De la prueba de Kruskal-Wallis, con un nivel de significancia del 95% se obtuvo un valor inferior a 0,05, se acepta la hipótesis alterna (H_a), esto es, existen diferencias respecto a la tendencia central de las poblaciones. Se comparó por el método de Dunn entre los grupos para establecer similitud o diferencia entre ellos (**cuadro 2**).

From the Kruskal-Wallis Test, with a level of significance of 95% a value lower than 0.05 was obtained, the alternative hypothesis (H_a) is accepted, that is, there are differences with respect to the central tendency of the populations. It was compared by Dunn's method between groups to establish similarity or difference between them (**table 2**).

Cuadro 2. Relación entre grupos después de la cementación (Kruskal Wallis – Dunn). TT: termocurado + tempbond; TD: termocurado + dycal; CT: temp basic + tempbond; CD: temp basic + dycal; Relationship between groups after cementation (Kruskal Wallis - Dunn). TT: thermo-curing + tempbond; TD: thermo-curing + dycal; CT: temp basic + tempbond; CD: temp basic + dycal.

GRUPOS / GROUPS	GRUPOS / GROUPS	DIFERENCIA / DIFERENCE	P
Termocurado+TempBond®	Termocurado + Dycal®	19.8	< 0.05
	Temp Basic® + TempBond®	10	ns
	Temp Basic® + Dycal®	25.8	< 0.05
Termocurado+Dycal®	Temp Basic® + TempBond®	9.8	ns
	Temp Basic® + Dycal®	6	ns
Temp Basic®+TempBond®	Temp Basic® + Dycal®	15.8	< 0.05

Después del procedimiento de termociclado se evaluó nuevamente la adaptación marginal de los grupos y se establecieron las medias y medianas de cada grupo. Mediante el test de Kruskal-Wallis se determinó que existen diferencias significativas entre los grupos ($P = < 0,05$) (**cuadro 3**).

After the thermocycling procedure, the marginal adaptation of the groups was evaluated again and the means and medians of each group were established. The Kruskal-Wallis test determined that there are significant differences between the groups ($P = < 0.05$) (**table 3**).

Cuadro 3. Relación entre grupos después de la cementación (Kruskal Wallis – Dunn). TT: termocurado + tempbond; TD: termocurado + dycal; CT: temp basic + tempbond; CD: temp basic + dycal; Relationship between groups after cementation (Kruskal Wallis - Dunn). TT: thermo-curing + tempbond; TD: thermo-curing + dycal; CT: temp basic + tempbond; CD: temp basic + dycal.

GRUPOS / GROUPS	Tt-1	Td-3	Ct-5	Cd-7	Kruskal Wallis
Media	134.3398	110.8923	123.1385	105.2615	< 0.0001
Desviación estándar	5.3438	4.9011	8.0916	9.4437	
Mediana	136.631	110.902	123.0305	104.3895	
Desvío intercuartílico	3.6795	5.715	6.8855	6.6673	

De la prueba de Kruskal-Wallis, con un nivel de significancia del 95% se obtuvo un valor inferior a 0,05, se aceptó la hipótesis alterna (H_a), esto es, existen diferencias respecto a la tendencia central de las poblaciones. Se comparó por el método de Dunn entre los grupos para establecer similitud o diferencia entre los grupos (**cuadro 4**).

From the Kruskal-Wallis test, with a level of significance of 95% a value lower than 0.05 was obtained, the Alternative Hypothesis (H_a) was accepted, that is, there are differences with respect to the central tendency of the populations. It was compared by Dunn's method between the groups to establish similarity or difference between the groups (**table 4**).

Cuadro 4. Relación entre grupos después del termociclado (Kruskal Wallis – Dunn). TT: termocurado + tempbond; TD: termocurado + dycal; CT: temp basic + tempbond; CD: temp basic + dycal; Relationship between groups after thermocycling (Kruskal Wallis - Dunn). TT: thermo-curing + tempbond; TD: thermo-curing + dycal; CT: temp basic + tempbond; CD: temp basic + dycal.

GRUPOS / GROUPS	GRUPOS / GROUPS	DIFERENCIA / DIFERENCE	P
Termocurado+TempBond®	Termocurado + Dycal®	19.5	< 0.05
	Temp Basic® + TempBond®	9	ns
	Temp Basic® + Dycal®	25.5	< 0.05
Termocurado+Dycal®	Temp Basic® + TempBond®	10.5	ns
	Temp Basic® + Dycal®	6	ns
Temp Basic®+TempBond®	Temp Basic® + Dycal®	16.5	< 0.05

Para obtener la relación entre los datos iniciales versus los valores después del termociclado se realizó el análisis de Wilcoxon para muestras dependientes, existió una diferencia significativa en todos los grupos (**cuadro 5**).

To obtain the relationship between initial data versus values after thermo cycling, Wilcoxon analysis was performed for dependent samples, there was a significant difference in all groups (**table 5**).

Cuadro 5. Test de Wilcoxon para establecer relación entre los resultados obtenidos después de la cementación y posterior al termociclado. ($P = < 0,05$); Wilcoxon test to establish relationship between the results obtained after the cementation and after the thermocycling. ($P = < 0.05$)

GRUPOS / GROUPS	Media	Desviación estándar / Standard deviation	Wilcoxon
Termocurado+TempBond®	-4621,88	1061,17	P= 0,005
Termocurado + Dycal®	-4458,38	2255,45	P= 0,005
Temp Basic®+ TempBond®	-4011,48	2134,05	P= 0,005
Temp Basic® + Dycal®	-5048,85	2192,57	P=0,005

Los resultados de la prueba de tracción para cada grupo fueron analizados, estableciéndose las medias y desviación estándar de cada grupo. Mediante Kruskal Wallis se determinó la diferencia entre las medias de los grupos ($P = < 0,05$) (**cuadro 6**).

The tensile test results for each group were analyzed, establishing the means and standard deviation of each group. Kruskal Wallis determined the difference between the means of the groups ($P = < 0.05$) (**table 6**).

Cuadro 6. Media y desviación estándar del test de tracción; Mean and standard deviation of the traction test

GRUPOS / GROUPS	Tt	Td	Ct	Cd	Kruskal Wallis
Media / <i>Medium</i>	23.1	39.0	26.6	42.6	0.0009
Desviación estándar / <i>Standard deviation</i>	7.8	12.6	11.9	13.6	
Mediana / <i>Median</i>	22.5	34.0	23.5	39.5	
Desvío intercuartílico / <i>Interquartile deflection</i>	6.50	17.00	9.25	16.25	

De la prueba de Kruskal-Wallis, con un nivel de significancia del 95% se obtuvo un valor inferior a 0,05, se acepta la hipótesis alterna (Ha), esto es, existen diferencias respecto a la resistencia a la tracción de los grupos. Se comparó por el método de Dunn entre los grupos para establecer similitud o diferencia entre ellos (**cuadro 7**).

From the Kruskal-Wallis test, with a level of significance of 95% a value lower than 0.05 was obtained, the alternative hypothesis (Ha) is accepted, that is, there are differences regarding the tensile strength of the groups It was compared by Dunn's method between groups to establish similarity or difference between them (**table 7**).

Cuadro 7. Resistencia a la tracción, comparación entre grupos. TT: termocurado + tempbond; TD: termocurado + dycal; CT: temp basic + tempbond; CD: temp basic + dycal; Traction resistance, comparison between groups. TT: thermo-curing + tempbond; TD: thermo-curing + dycal; CT: temp basic + tempbond; CD: temp basic + dycal.

GRUPOS / GROUPS	GRUPOS / GROUPS	DIFERENCIA / DIFFERENCE	TUKEY P
Termocurado+TempBond®	Termocurado + Dycal®	14.2	< 0.05
	Temp Basic® + TempBond®	3.1	ns
	Temp Basic® + Dycal®	18.1	< 0.05
Termocurado+Dycal®	Temp Basic® + TempBond®	11.1	ns
	Temp Basic® + Dycal®	3.9	ns
Temp Basic®+TempBond®	Temp Basic® + Dycal®	12	< 0.05

Los resultados determinaron que las coronas fabricadas en CAD CAM con resina provisional Temp Basic® y cementadas con dycal® presentaron los valores menores de microfiltración en los dos tiempos de estudio: tras la cementación y después del termociclado, y la mayor resistencia a la tracción (p= <0.05). Las coronas provisionales cementadas con TempBond® presentaron valores mayores de discrepancia marginal que los otros grupos. En todos los grupos aumentó significativamente la discrepancia marginal después del procedimiento de termociclado (p= <0.05).

Para determinar si existió relación entre la desadaptación marginal y la resistencia a la tracción se realizó una correlación lineal.

The results determined that crowns manufactured in CAD CAM with Temp Basic® provisional resin and cemented with dycal® had the lowest microfiltration values in the two study times: after cementation and after thermocycling, and the highest tensile strength (p = <0.05). Temporary crowns cemented with TempBond® had the highest marginal discrepancy values than the other groups. In all groups the marginal discrepancy significantly increased after the thermocycling procedure (p= <0.05).

A linear correlation was made to determine if there was a relationship between marginal maladjustment and tensile strength.

Cuadro 8. Correlación de pearson entre la discrepancia marginal y la resistencia a la tracción; Pearson correlation between marginal discrepance and traction resistance.

GRUPOS / GROUPS	Tt	Td	Ct	Cd
Desadaptación / <i>Maladjustment</i>	23,1	39,0	42,6	26,6
Resistencia / <i>Resistance</i>	129718,25	106434,33	101250,50	118089,98
Correlación de Pearson / <i>Pearson correlation</i>	-0,86	-0,88	-0,85	-0,70
Sig. (bilateral)	0,001	0,001	0,002	0,025
N	10	10	10	10
Coefficiente de determinación / <i>Cohesive determination</i>	0,74	0,77	0,73	0,49
Correlación de Pearson (global) / <i>Pearson correlation (global)</i>	-0,97			
Sig. (bilateral)	0,027			

Los coeficientes de correlación de Pearson (r) entre la desadaptación y la resistencia a la tracción presentaron valores que fluctúan entre -0,7 y -0,88; la intensidad de asociación es fuerte. El signo negativo indica relación inversa, esto es, a mayor desadaptación, menor resistencia a la tracción. Adicionalmente la significancia bilateral (p) es menor a 0,05 en todos los casos, lo que indicaría una correlación significativa de las variables.

Discusión

En el presente estudio se encontró que tanto las coronas provisionales confeccionadas con acrílico termocurado Veracril® como las realizadas en resina TempBasic® cementadas con Dycal® exhibieron valores estadísticamente significativos menores de desadaptación que las restauraciones cementadas con TempBond®, siendo el grupo de resinas Temp Basic® cementadas con Dycal® el que presentó menor discrepancia marginal. En todos los grupos aumentó la discrepancia marginal después de envejecimiento por termociclado. En cuanto a las fuerzas de tracción realizadas, se demostró que las coronas provisionales cementadas con Dycal® presentaron mayor resistencia que las cementadas con TempBond NE® siendo el grupo de resinas TempBasic® cementadas con Dycal® donde se evidenció mayores valores de retención.

Pearson's correlation coefficients (r) between maladjustment and tensile strength showed values that fluctuate between -0.7 and -0.88; The intensity of association is strong. The negative sign indicates an inverse relationship, that is, the greater the maladjustment, the lower the tensile strength. Additionally, the bilateral significance (p) is less than 0.05 in all cases, which would indicate a significant correlation of the variables.

Discussion

In the present study it was found that both provisional crowns made of Veracril® thermo-cured acrylic and those made of TempBasic® resin cemented with Dycal® exhibited statistically significant values of maladjustment than restorations cemented with TempBond®, the Temp Basic® resin group being cemented with Dycal® which presented the least marginal discrepancy. In all groups the marginal discrepancy increased after thermocycling aging. Regarding the tensile forces, it was shown that the provisional crowns cemented with Dycal® presented greater resistance than those cemented with TempBond® being the group of Temp Basic® resins cemented with Dycal® where higher retention values were evidenced.





Lee & cols., 2017²⁰, evaluaron el ajuste marginal de coronas provisionales fabricadas con la tecnología de fresado CAD/CAM y tecnología de impresión 3D. Los resultados arrojaron que la media de discrepancia fue 171,6 μm para el grupo de fresado CAD/CAM y 149,1 μm y 91,1 μm para el grupo de impresión 3D. Concluyeron que el ajuste marginal de las coronas provisionales es más destacado mediante el método de impresión 3D que por el método de fresado CAD/CAM. En este estudio se comparó los provisionales CAD/CAM cementadas con Dycal® y presentaron valores bajos de adaptación marginal con relación a las cementadas con TempBond NE® que presentaron valores mayores, lo cual no concuerda con los resultados arrojados en el presente estudio, ya que el Dycal® brindó mejor adaptación marginal y resistencia a la tracción en las coronas provisionales fabricadas con ambas técnicas que el TempBond NE®.

Así también, Yao & cols., 2014¹⁷, investigaron la precisión marginal de dos materiales provisionales bis-acrílicos Protemp® 4 y Structur® 2 y dos materiales CAD/CAM como el Teilo CAD® y el VITA CAD-Temp® antes y después del termociclado y las muestras fueron observadas en el microestereoscopio, los resultados arrojaron que las discrepancias en los márgenes fueron mayores para las coronas provisionales de bis acrílico que para las coronas CAD/CAM. Sin embargo, no encontraron diferencias significativas para las discrepancias de margen entre las coronas provisionales CAD/CAM, concluyeron que los materiales provisionales CAD/CAM presentaron mayor precisión marginal. En el presente estudio los provisionales CAD/CAM cementadas con Dycal® presentaron valores bajos de desadaptación marginal con relación a las cementadas con TempBond NE® que presentaron más alteraciones, esto pudo deberse a la fluidez del biomaterial temporal, que permitió que escurra con mayor facilidad por la superficie interna de las coronas.

Lee & cols., 2017²⁰, evaluated the marginal adjustment of provisional crowns manufactured with CAD / CAM milling technology and 3D printing technology. The results showed that the average discrepancy was 171.6 μm for the CAD / CAM milling group and 149.1 μm and 91.1 μm for the 3D printing group. They concluded that the marginal adjustment of the provisional crowns is more prominent by the 3D printing method than by the CAD / CAM milling method. This study compared the provisional CAD / CAM cemented with dycal and presented low marginal adaptation values in relation to those cemented with NE temp bond that presented higher values, which does not match the results obtained in the present study, since the dycal provided better marginal adaptation and tensile strength in the provisional crowns manufactured with both techniques that the temp bond NE.

Likewise, Yao & cols., 2014¹⁷, investigated the marginal accuracy of two Protemp 4 and Structur 2 bis-acrylic provisional materials and two CAD / CAM materials such as Teilo CAD and VITA CAD-Temp before and after thermocycling and observed in the microstereoscope, the results showed that the discrepancies in the margins were greater for the provisional crowns of acrylic bis than for the CAD / CAM crowns. However, they found no significant differences for the margin discrepancies between the provisional CAD / CAM crowns, they concluded that the provisional CAD / CAM materials presented greater marginal accuracy. In the present study, the provisional CAD / CAM cemented with dycal presented low values of marginal maladjustment in relation to those cemented with temp temp NE that presented more alterations; this could be due to the fluidity of the temporal biomaterial, which allowed it to drain more easily due to the internal surface of the crowns.





Peñate & cols., 2015¹⁶, compararon el ajuste marginal de materiales provisionales mediante técnica directa y CAD/CAM, utilizando diferentes materiales, Structur® 3, Trim®, DuraLay® y Telio CAD® y sometidas al termociclado. Los resultados mostraron discrepancias marginales a lo largo del tiempo, pero no se encontraron diferencias significativas entre los grupos. En esta investigación los provisionales fabricados por CAD/CAM cementadas con Dycal® aumentaron sus valores después del termociclado y presentaron valores bajos de adaptación marginal con relación a las cementadas con TempBond NE®, existieron cambios después del termociclado y presentaron valores mayores, por lo que este estudio no concuerda con lo encontrado por dicho autor.

Estudios de Akashi & cols, 2002²¹, evaluaron la influencia de cuatro cementos temporales TempBond® (Kerr), TempBond NE® (Kerr), Improv® (Sterioss) y Dycal® (Dentsply / Caulk), sobre la adaptación marginal y la resistencia a la tracción en muestras protésicas cementadas en réplicas de pilares CeraOne® (Nobel Biocare). Concluyeron que los cuatro cementos temporales probados proporcionaron una adaptación marginal similar, pero el grupo Dycal® mostró una mayor resistencia a la tracción que Tempbond NE®. Concordando con nuestro estudio, ya que las coronas provisionales cementadas con Dycal® sometidas al termociclado y fuerzas de tracción presentaron valores mayores de retención con relación a las cementada con TempBond NE®.

Estudios de Román et al., 2017²², evaluaron mediante pruebas de tracción la retención de cinco cementos temporales en resina provisionales de CAD/CAM. Utilizaron cementos temporales: Dycal® (D), TempBond® (TB), TempBond® Non Eugenol (TBNE); cementos estéticos de curado dual TempBond® Clear (TBC) y Telio CS link (TE), y sometidos a termociclado y sin termociclado. Los resultados fueron que el Telio CS® (TE) link y TempBond® Clear

Peñate & cols., 2015¹⁶, compared the marginal adjustment of provisional materials by direct technique and CAD / CAM, using different materials, Structur 3, Trim, DuraLay and Telio CAD subjected to thermocycling. The results showed marginal discrepancies over time, but no significant differences were found between the groups. In this investigation the provisional CAD / CAM cemented with dycal increased their values after thermocycling and presented low values of marginal adaptation in relation to those cemented with temp bond NE, there were changes after thermocycling and presented higher values, so this study did not agrees with what was found by mentioned author.

Studies by Akashi & cols, 2002²¹, evaluated the influence of four temporary cements TempBond® (Kerr), Tempbond NE (Kerr), Improv® (Sterioss) and Dycal® (Dentsply / Caulk), on marginal adaptation and tensile strength in prosthetic samples cemented in replicates of pillars CeraOne (Nobel Biocare). They concluded that the four temporary cements tested provided a similar marginal adaptation, but the Dycal® group showed greater tensile strength than those cemented with Tempbond NE®. Concordant with our study, since provisional crowns cemented with Dycal® subjected to thermocycling and tensile forces presented higher retention values compared to those cemented with TempBond NE®.

Studies by Román et al.,2017²², evaluated through tensile tests the retention of five temporary cements in CAD / CAM. They used temporary cements: Dycal® (D), TempBond® (TB), TempBond® Non Eugenol® (TBNE); dual bonding cements TempBond® Clear (TBC) and Telio CS link (TE), and subjected to thermocycling and without thermocycling. The results were that the Telio CS (TE) link and TempBond® Clear (TBC) obtained the highest tensile





(TBC) obtuvieron los valores más altos de resistencia a la tracción. El termociclado redujo la resistencia de todos los cementos, excepto TBC. Este estudio utilizó cementos de diferente composición siendo así que el cemento Dycal® presentó valores mayores de retención comparada con el cemento TempBondNE®; lo cual se constata en el presente estudio.

Otros estudios como el de Fernandes & cols. 2007²³, coinciden que el Dycal® es el cemento provisional con mejores resultados de resistencia a la tracción; ellos evaluaron la retención de las restauraciones provisionales de resina cementadas con cuatro cementos temporales utilizando premolares colocados en cubos de acrílico, preparados para una corona completa. Las coronas provisionales se cementaron con TempBond NE® (Kerr), Provilink® (Ivoclar), TempoCem® NE (DMG) y Dycal® (Densply). Concluyeron que Dycal® obtuvo los mejores valores de retención, seguidos por el Provilink® y TempBond NE® y TempoCem® NE fue el cemento que presentó menor retención. Se relaciona con este estudio, ya que las coronas provisionales cementadas con Dycal® tuvieron mejor adaptación marginal y resistencia a la tracción que las restauraciones temporales cementadas con TempBond NE.

Estudios de Rego & Santiago, 2004²⁴, compararon la retención de coronas provisionales cementadas con ocho cementos temporales sobre preparaciones de coronas completas. Las coronas provisionales fueron cementadas con Freegenol® (GC), Provy New® (Dentsply), Rely X Temp® (3M ESPE), TempBond NE® (Kerr), TempBond® (Kerr), Provicol® (Voco), Nogenol® (GC), Hydro-C® (Dentsply). Concluyeron que las coronas cementadas con cemento Hydro C® fueron más retentivas que las cementadas con los otros cementos, excepto Rely X Temp® y TempBond®. Las coronas menos retentivas fueron las cementadas con cementos temporales Nogenol® y Freegenol®²⁴. Se relaciona con el presente estudio.

strength values. Thermocycling reduced the strength of all cements, except TBC. This study used cements of different composition, so that dycal cement had higher retention values compared to TempBond-NE cement; which is verified in the present study.

Other studies such as Fernandes & cols, 2007²³, coincide that dycal is the provisional cement with better tensile strength results; they evaluated the retention of temporary resin restorations cemented with four temporary cements using premolars placed in acrylic cubes, prepared for a complete crown. The provisional crowns were cemented with Temp Bond NE (Kerr), Provilink (Ivoclar), TempoCem NE (DMG) and Dycal (Densply). They concluded that Dycal obtained the best retention values, followed by Provilink and Temp Bond NE and TempoCem NE was the cement with the lowest retention. It is related to this study, since provisional crowns cemented with dycal had better marginal adaptation and tensile strength than temporary restorations cemented with TempBond NE.

Estudios de Rego & Santiago, 2004²⁴, compared the retention of cemented provisional crowns with eight temporary cements on preparations of complete crowns. The provisional crowns were cemented with Freegenol (GC), Provy New (Dentsply), Rely X Temp (3M ESPE), Temp-Bond NE (Kerr), Temp Bond (Kerr), Provicol (Voco), Nogenol (GC), Hydro -C (Dentsply). They concluded that crowns cemented with Hydro C cement were more retentive than those cemented with other cements, except Rely X Temp and Temp Bond. The least retentive crowns were cemented with temporary cements Nogenol and Freegenol. The provisional thermo-curing and CAD / CAM crowns cemented with dycal





dio las coronas provisionales de termocurado y CAD/CAM cementadas con Dycal® después de ser sometidas al termociclado presentaron valores mayores de retención.

Al igual que en otros estudios, parece claro que la adaptación marginal disminuye después del proceso de termociclado, el cual representa envejecimiento de la restauración provisional y pérdida del cemento provisional; por lo tanto, es importante mantener una fuerza de retención adecuada de las restauraciones provisionales, ya que de ellas depende la integridad pulpar y periodontal del diente durante el tiempo de fabricación de la restauración definitiva, sin una correcta adaptación y retención se podrían producir contaminación, problemas pulpares y alteración de los contornos y papilas gingivales.

La dificultad para estandarizar las preparaciones ha sido una de las limitaciones del presente estudio, sin embargo, se reproducen situaciones clínicas de la preparación y adaptación marginal de restauraciones provisionales. Así mismo, el factor humano puede influir en los parámetros y protocolos establecidos, pero los resultados concuerdan con otras investigaciones. Dentro de las limitaciones del presente estudio se logró determinar que las coronas temporales fabricadas con resina en el sistema CAD-CAM presentan mejor adaptación marginal que las coronas provisionales de termocurado, sin embargo, no hubo una diferencia significativa. También se evidenció que, el Dycal® como cemento temporal brinda mejor retención que el TempBond NE®, permitiendo además una mejor adaptación marginal de las coronas provisionales.

Conclusiones

La desadaptación marginal tiene relación con el cemento utilizado, las coronas provisionales cementadas con Dycal® presentaron estadísticamente menor discrepancia marginal y mayores fuerzas de retención con relación al TempBond NE®. El proceso de termociclado influyó en el aumento de la

are related to the present study after being subjected to thermocycling presented higher retention values.

As in other studies, it seems clear that marginal adaptation decreases after the thermocycling process, which represents aging of the provisional restoration and loss of provisional cement; therefore, it is important to maintain an adequate retention force of the provisional restorations, since on them the pulp and periodontal integrity of the tooth depends during the manufacturing time of the definitive restoration, without proper adaptation and retention contamination could occur, Pulp problems and alteration of the contours and gingival papillae.

The difficulty to standardize the preparations has been one of the limitations of the present study, however, clinical situations of the preparation and marginal adaptation of provisional restorations are reproduced. Likewise, the human factor may influence the established parameters and protocols, but the results agree with other investigations. Within the limitations of the present study, it was possible to determine that the temporary crowns made with resin in the CAD-CAM system have a better marginal adaptation than the provisional thermo-curing crowns, however, there was no significant difference. It was also shown that the Dycal as a temporary cement it provides better retention than TempBond NE®, also allowing a better marginal adaptation of the provisional crowns.

Conclusions

Marginal microleakage is related to the cement used, provisional crowns cemented with Dycal® showed statistically lower marginal discrepancy and greater retention forces compared to TempBond NE®. The thermocycling process influenced the increase in marginal maladjustment in all





desadaptación marginal en todos los grupos. Cuando la desadaptación fue mayor disminuyó la resistencia a la tracción.

Conflicto de intereses

Las autoras declaran no tener conflicto de interés en la presentación de datos, elaboración y publicación del presente artículo.

Agradecimientos

Agradecemos al PhD. Eduardo Garrido por la ayuda en la revisión y corrección del presente artículo; así como a Juan Carlos Túquerres por su participación en el análisis estadístico e interpretación de resultados.

Bibliografía

1. Morgano SM, VanBlarcom CW, Ferro KJ, Bartlett DW. The history of The Glossary of Prosthodontic Terms. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;119(3):311-2.
2. Burns DR, Beck DA, Nelson SK. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;90(5):474-97.
3. Zortuk M, Ozdemir E, Aguloglu S. Evaluating the fracture strength of three different provisional crowns. *J Int Dent Med Res*. 2010;3(1):25-8.
4. Patras M, Naka O, Doukoudakis S, Pissiotis A. Management of provisional restorations' deficiencies: a literature review. *Journal of esthetic and restorative dentistry*. 2012;24(1):26-38.
5. Montero PC, López MM, Chaves SR. Análisis del nivel de éxito que se logra en el tratamiento del ajuste marginal de coronas temporales con acrílico convencional NEW STETIC® en comparación con el bys-acrílico structur Premium de Voco® en premolares inferiores. 2011.
6. Dureja I, Yadav B, Malhotra P, Dabas N, Bhargava A, Pahwa R. A comparative evaluation of vertical marginal fit of provisional crowns fabricated by computer-aided design/computer-aided manufacturing technique and direct (intraoral technique) and flexural strength of the materials: An in vitro study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2018;18(4):314.
7. Ozcelik TB, Yilmaz B, Seker E, Shah K. Marginal Adaptation of Provisional CAD/CAM Restorations Fabricated Using Various Simulated Digital Cement Space Settings. 2018.

groups. When the maladjustment was higher, the tensile strength decreased.

Interests conflict

The authors declare no conflict of interest in the presentation of data, preparation and publication of this article.

Acknowledgements

We thank PhD. Eduardo Garrido for the help in reviewing and correcting this article; as well as Juan Carlos Túquerres for his participation in the statistical analysis and interpretation of results.

8. Amin BM, Aras MA, Chitre V. A comparative evaluation of the marginal accuracy of crowns fabricated from four commercially available provisional materials: An in vitro study. *Contemporary clinical dentistry*. 2015;6(2):161.
9. Givens Jr EJ, Neiva G, Yaman P, Dennison JB. Marginal adaptation and color stability of four provisional materials. *Journal of prosthodontics*. 2008;17(2):97-101.
10. Abdullah AO, Tsitrou EA, Pollington S. Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *Journal of Applied Oral Science*. 2016;24(3):258-63.
11. Renne W, Wolf B, Kessler R, McPherson K, Menitto AS. Evaluation of the marginal fit of CAD/CAM crowns fabricated using two different chair-side CAD/CAM systems on preparations of varying quality. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2015;27(4):194-202.
12. Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(2):249-56.
13. Perry RD, Magnuson B. Provisional materials: key components of interim fixed restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2012;33(1):59-60.
14. Huettig F, Prutscher A, Goldammer C, Kreutzer CA, Weber H. First clinical experiences with CAD/CAM-fabricated PMMA-based fixed dental prostheses as long-term temporaries. *Clinical oral investigations*. 2016;20(1):161-8.
15. Ehrenberg D, Weiner GI, Weiner S. Long-term effects of storage and thermal cycling on the marginal adaptation of provisional resin crowns: a pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry*.

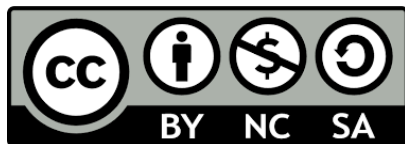




- 2006;95(3):230-6.
16. Peñate L, Basilio J, Roig M, Mercadé M. Comparative study of interim materials for direct fixed dental prostheses and their fabrication with CAD/CAM technique. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;114(2):248-53.
 17. Yao J, Li J, Wang Y, Huang H. Comparison of the flexural strength and marginal accuracy of traditional and CAD/CAM interim materials before and after thermal cycling. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(3):649-57.
 18. Balkenhol M, Ferger P, Mautner MC, Wöstmann B. Provisional crown and fixed partial denture materials: mechanical properties and degree of conversion. *Dental Materials*. 2007;23(12):1574-83.
 19. Pegoraro LF, Valle ALd, Araujo CdRPd, Bonfante Gd, Conti PCR, Bonachela V. Prótesis fija. *Prótesis fija2001*.
 20. Lee W-S, Lee D-H, Lee K-B. Evaluation of internal fit of interim crown fabricated with CAD/CAM milling and 3D printing system. *The journal of advanced prosthodontics*. 2017;9(4):265-70.
 21. Akashi AE, Francischone CE, Tokutsune E. Effects of different types of temporary cements on the tensile strength and marginal adaptation of crowns on implants. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2002;4(4).
 22. Román-Rodríguez J-L, Millan-Martínez D, Fons-Font A, Agustín-Panadero R, Fernández-Estevan L. Traction test of temporary dental cements. *Journal of clinical and experimental dentistry*. 2017;9(4):e564.
 23. Fernandes PFS, Vide PAFB, Almeida TC, do Amaral TD, Silva CL, Fernandes JCAS. Retencao de Cimentos Provisorios em Dentes Naturais para Próteses Fixas Unitárias. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*. 2007;48(4):215-9.
 24. Rego MRdM, Santiago LC. Retention of provisional crowns cemented with eight temporary cements: comparative study. *Journal of applied oral science*. 2004;12(3):209-12.



Paola, Casanova; <https://orcid.org/0000-0002-5747-4739>
 Maria Fernanda, Alarcon; <https://orcid.org/0000-0002-2772-045X>



RECONOCIMIENTO-NOCOMERCIAL-COMPARTIRIGUAL
 CC BY-NC-SA

ESTA LICENCIA PERMITE A OTROS ENTREMEXCLAR, AJUSTAR Y CONSTRUIR A PARTIR DE SU OBRA CON FINES NO COMERCIALES, SIEMPRE Y CUANDO LE RECONOZCAN LA AUTORÍA Y SUS NUEVAS CREACIONES ESTÉN BAJO UNA LICENCIA CON LOS MISMOS TÉRMINOS



DOI: 10.29166/odontologia.vol21.n2.2019-39-50

URL: <http://revistadigital.uce.edu.ec/index.php/odontologia/article/view/2060>



ODONTOLOGÍA

ARTÍCULO CIENTÍFICO

Uso de un JIG de verificación para determinar la posición de los implantes dentales en modelos impresos en 3D

Correcting the implant position in 3D printed models by means of verification JIG

JIG de verificação para determinar a posição de implantes dentários em modelos impressos em 3D

Iván García Merino¹, Lauren Oliveira Lima Bohner², Claudio Mendes Pannuti³, Fernando Iga², Pedro Tortamano Neto²

RECIBIDO: 18/12/2018 **ACEPTADO:** 29/03/2019 **PUBLICADO:** 01/07/2019

1. PhD Profesor de la Facultad de Odontología, Universidad Central del Ecuador; Quito, Ecuador.
2. Departamento de Prótesis; Facultad de Odontología; Universidad de Sao Paulo; Sao Paulo; Brasil.

CORRESPONDENCIA

Iván García Merino
Universidad Central del Ecuador;
Facultad de Odontología

irgarcia@uce.edu.ec

RESUMEN

Objetivo: El propósito de este estudio fue evaluar el uso de un jig de verificación para corregir la posición de los implantes dentales en un modelo impreso en 3D y comparar su precisión con los modelos dentales obtenidos por impresión convencional. **Materiales y métodos:** Se instalaron tres implantes dentales en un modelo maxilar dentado parcial y se obtuvieron moldes dentales ($n = 10$) mediante impresiones convencionales y digitales. Se usó una plantilla de verificación para determinar la posición del implante en el modelo impreso en 3D y su precisión se comparó con el molde convencional. **Resultados:** Los datos se analizaron mediante ANOVA y prueba post hoc a un nivel de significancia de $p \leq 0.05$. Se encontró un error de medición estadísticamente mayor ($p \leq 0.05$) para los modelos impresos en 3D en comparación con los modelos convencionales, con una diferencia media de $47 \mu\text{m}$. **Conclusión:** El uso de un jig de verificación para colocar implantes dentales en un modelo impreso en 3D mostró mayores discrepancias en comparación con las impresiones convencionales.

Palabras clave: Implantes dentales; impresión tridimensional; técnicas de impresión dental; precisión de la medición dimensional.

ABSTRACT

Objective: The purpose of this study was to assess the use of a verification jig to correct the position of dental implants in a 3D printed model and to compare its accuracy with dental casts obtained by conventional impression. **Materials and methods:** Three dental implants were installed in a partial dentate maxillary model and dental casts ($n=10$) were obtained by conventional and digital impressions. A verification jig was used to determine the implant position into the 3D printed model and its accuracy was compared with conventional cast. **Results:** Data were analyzed by within ANOVA and post hoc test at a significance level of $p \leq 0.05$. A statistically higher measurement error ($p \leq 0.05$) was found for 3D printed models in comparison with conventional models, with a mean difference of $47 \mu\text{m}$. **Conclusion:** The use of verification jig for positioning dental implants in a 3D printed model

Keywords: Dental implants; three-dimensional printing; dental impression technique; dimensional measurement accuracy.

RESUMO

Objetivo: O objetivo deste estudo foi avaliar o uso de um jig de verificação para corrigir a posição dos implantes dentários em um modelo impresso em 3D, e comparar sua precisão com os modelos dentários obtidos pela impressão convencional. **Materiais e métodos:** Três implantes dentários foram instalados em um modelo maxilar parcialmente dentado e os moldes dentários ($n = 10$) foram obtidos por impressões convencionais e digitais. Um modelo de verificação foi usado para determinar a posição do implante no modelo impresso em 3D e sua precisão foi comparada com o molde convencional. **Resultados:** Os dados foram analisados por ANOVA e teste post hoc com nível de significância de $p \leq 0,05$. Foi encontrado um erro de medição estatisticamente maior ($p \leq 0,05$) para os modelos impressos em 3D em comparação aos modelos convencionais, com uma diferença média de $47 \mu\text{m}$. **Conclusão:** O uso de um jig de verificação para colocação de implantes dentários em um modelo impresso em 3D mostrou maiores discrepâncias em relação às impressões convencionais.

Palavras-chave: Implantes dentários; impressão tridimensional; técnicas de impressão dentária; precisão da medição dimensional.



Introducción

El ajuste pasivo es una de las características más importantes para garantizar la estabilidad a largo plazo de las prótesis implantado soportadas, ya que un desajuste puede provocar fallas mecánicas y biológicas o incluso la pérdida del implante¹. Por lo tanto, una transferencia precisa de la cavidad oral al modelo de yeso es la clave para obtener el éxito clínico^{2,3}.

El modelo de yeso obtenido mediante impresión convencional se considera apropiado para procedimientos de laboratorio, siempre que la posición y la angulación de los implantes dentales se determinen con precisión⁴. Sin embargo, varios factores pueden influir en el resultado final de la fabricación de modelos dentales. Aunque la literatura habla de una mayor precisión para la técnica de ferulizado, durante la fabricación del modelo de yeso pueden producirse desplazamientos de los componentes y cambios dimensionales del material de impresión^{5,6}.

Las técnicas CAD-CAM permiten la transferencia de implantes dentales de una manera más rápida y sencilla en comparación con los procedimientos convencionales⁷⁻⁹. Mediante la impresión digital, se generan modelos virtuales y permiten no solo el diseño virtual de restauraciones, sino también el fresado de pilares personalizados y prótesis con implantes¹⁰. En situaciones específicas en las que se requiere un flujo de trabajo digital completo, se fabrica un modelo fresado o impreso, que permite verificar la relación oclusal, los contactos proximales, el ajuste marginal y la forma de la restauración antes de la prueba en la boca del paciente^{8,11,12,13}.

Estos modelos presentan una mayor durabilidad y resistencia a las alteraciones en comparación con los modelos de yeso^{7,9,12}. Sin embargo, su precisión depende de la calidad del escaneo, que, a su vez, sigue siendo controvertido¹⁴⁻¹⁶. Además, también pueden introducirse defectos geométricos

Introduction

Passive fit is one of the most important features to ensure a long-term stability of implant-supported prostheses, since a misfit may result in mechanical and biological failures or even implant loss¹. Thus, an accurate transfer from oral cavity to the cast is the key to obtain the clinical success^{2,3}.

The gypsum cast obtained by means of conventional impression is considered appropriate for laboratorial procedures, provided that the position and angulation of dental implants are accurately determined⁴. However, several factors may influence the final result of dental models manufacturing. Although studies reported a higher accuracy for splinting technique, displacement of components and dimensional changes of impression material may occur during the stone cast fabrication^{5,6}.

CAD-CAM techniques allows the transfer of dental implants in a faster and simple way in comparison with conventional procedures⁷⁻⁹. By means of digital impression, virtual models are generated and enable not only the virtual design of restorations, but also the milling of custom abutments and implant-supported prostheses¹⁰. In specific situations on which a whole digital workflow is required, a milled or printed model is fabricated, which allows checking the occlusal relationship, proximal contacts, marginal fit and shape from restoration before try-in in patient's mouth^{8,11,12,13}.

These models present a higher durability and resistance to alterations in comparison with stone casts^{7,9,12}. However, their accuracy relies on the quality of scanning, which, in turn, is still controversial¹⁴⁻¹⁶. Furthermore, geometric defects may also be





en el modelo final debido al proceso de fabricación, lo que resulta en discrepancias con respecto a la transferencia de posición de los implantes^{11,17}. Lee y cols., 2015¹¹, mostraron una discrepancia en la posición del implante de los modelos fresados debido al proceso de posicionamiento manual del implante.

En el caso de un modelo inexacto, el uso de un jig de verificación se preconizó para verificar y corregir un modelo de poliuretano fresado de pacientes edéntulos^{6,18-21}. Sin embargo, para la fabricación de prótesis dentales parciales fijas, aún no se evaluó el uso del jig de verificación. El presente estudio propuso el uso de un jig de verificación para corregir la posición del implante en un modelo de un dentado parcial impreso en 3D, la precisión de la técnica se evalúa y compara con la impresión convencional.

Materiales y métodos

Modelo maestro

Se hizo un modelo maxilar dentado parcial con resina epoxi y que se usó como modelo maestro (MM). Se instalaron implantes dentales de 3.5 x 8.5 mm (SW Morse, S.I.N. Implant System, São Paulo, Brasil) en los sitios de incisivos laterales (22), premolares (24) y molares (26). Se tomaron impresiones (n=10) del modelo utilizando técnicas convencionales y digitales.

Modelos convencionales (MC)

Para la impresión convencional, se eligió una técnica de impresión con cofias y se realizó en un ambiente con temperatura controlada (23°C), se repitieron los mismos procedimientos para cada impresión. Con este propósito, se hicieron diez cubetas individuales con resina acrílica (JET, Clásico, São Paulo, Brasil). Antes de cada impresión, las cofias de cubeta abierta se fijaron en los implantes, y luego se conectaron y ferulizaron entre sí usando hilo dental y resina acrílica autopolimizable (Dencrilay, Dencril, Pirassununga, Brasil). Después de la polimerización del material, la férula se

introduced on the final model due to the manufacturing process, resulting in discrepancies with regard to the implants position transference^{11,17}. Lee and cols., 2015¹¹, showed a discrepancy in implant position of milled models due to the manual implant positioning process.

In case of an inaccurate model, the use of a verification jig was preconized to verify and correct a milled polyurethane cast of edentulous patients^{6,18-21}. For the fabrication of partial fixed-dental prosthesis, however, the use of verification jig was not yet assessed. The present study proposed the use of a verification jig to correct the implant position in a partial dentate 3D printed model. The accuracy of the technique is assessed and compared with the conventional impression.

Materials and methods

Master model

An partial dentate maxillary model was made with epoxy resin and used as master model (MM). Dental implants 3.5x8.5 mm (SW Morse, S.I.N. Implant System, São Paulo, Brazil) were installed at the sites of lateral incisor (22), pre-molar (24) and molar teeth (26). Impressions (n=10) were taken from the model using conventional and digital techniques.

Conventional models (CM)

For conventional impression, a pick-up impression technique was chosen and performed in a temperature-controlled environment (23°C), such as the same procedures were repeated for each impression. With this purpose, ten individual trays were made with acrylic resin (JET, Clássico, São Paulo, Brazil). Prior to each impression, open tray impression copings were fixed into the implants, and then connected and splinted to each other using dental floss and autopolymerizing acrylic resin (Dencrilay, Dencril, Pirassununga, Brazil). After the polymerization of ma-





seccionó usando una fresa de diamante y se volvió a unir con la misma resina acrílica. Se manipuló un material de polivinil siloxano pesado (Futura AD, DFL, Jacarépagua, Brasil) de acuerdo con las instrucciones del fabricante y se colocó en las cubetas simultáneamente con el material ligero. Después de retirar la impresión, se insertaron análogos en las cofias de impresión y se procedió a vaciar con yeso piedra dental (Tipo IV, Durone, Dentsply, Petrópolis, Brasil), que se mezcló mecánicamente usando un mezclador al vacío (Wehmer, Illinois, EE. UU.) Durante 30 segundos.

Modelos digitales (MD)

Para la impresión digital, se colocaron pilares escaneables sobre los implantes y el escaneo se realizó diez veces con un escáner óptico (DentalWings 7series, Montreal, Canadá). Los archivos STL se importaron al software dental (DWos 3.8, DentalWings, Montreal, Canadá) para producir modelos digitales por medio de una impresora 3D (Envisiontec, Gladbeck, Alemania). El modelo impreso en 3D se fabricó con un orificio en la ubicación de cada implante dental para permitir que el análogo se encaje en el modelo.

Después, se utilizó un jig de verificación (adaptado de Di Vitale et al., 2009²¹) para transferir la posición del implante del modelo maestro al modelo impreso en 3D. Luego de realizado este procedimiento, se insertaron cofias de impresión de cubeta abierta en los implantes y se conectaron con hilo dental y resina acrílica (Dencrylay, Dencryl, Pirassununga, Brasil). Para garantizar un ajuste óptimo, el jig se seccionó y los segmentos separados se volvieron a conectar utilizando la técnica Nealon (**figura 1A**). Posteriormente, se hizo una base de soporte de material de polivinil siloxano conectando los implantes a los dientes adyacentes para estabilizar la plantilla de verificación (**figura 1B**). Después, la plantilla se separó del modelo maestro y se conectaron los análogos.

terial, the splint was sectioned using a diamond bur and rejoined with the same acrylic resin. A heavy polyvinyl siloxane material (Futura AD, DFL, Jacarépagua, Brazil) was manipulated according to the manufacturer instructions and placed into the trays simultaneously with the the light material. After impression removal, analogs were inserted into the impression copings and the impression was poured with dental stone (Type IV, Durone, Dentsply, Petrópolis, Brazil), which was mechanically mixed using a vacuum spatulator (Wehmer, Illinois, USA) for 30 seconds.

Digital models (DM)

For digital impression, scannable abutments were positioned over the implants and the scan was performed ten times using an optical scanner (DentalWings 7series, Montreal, Canada). The STL files were imported to the dental software (DWos 3.8, DentalWings, Montreal, Canada) to produce digital models by means of a 3-D printer (Envisiontec, Gladbeck, Germany). The 3D printed model is fabricated with a hole on the location of each dental implant to allow the analog to be snapped into the model.

After, a verification jig device (adapted from Di Vitale et al., 2009²¹) was used to transfer the implant position from the master model to the 3D printed model. With this regard, open tray impression copings were inserted into the implants and connected by dental floss and acrylic resin (Dencrylay, Dencryl, Pirassununga, Brazil). In order to ensure an optimal fit, the jig was sectioned and the separate segments were reconnected using the Nealon technique (**figure 1A**). Subsequently, a support base of polyvinyl siloxane material was made connecting the implants to the adjacent teeth in order to stabilize the verification jig (**figure 1B**). After, the jig was detached from the master model and analogs were connected to it.





Para ilustrar una situación en la que los análogos se están reubicando por medio de un jig de verificación, cada orificio del modelo impreso en 3D se abocardó en su parte interna utilizando una fresa cilíndrica, de modo que los análogos pudieran colocarse sin interferencia de la resina. Después, el jig de verificación se colocó sobre el modelo prototipo hasta la adaptación de los análogos. El orificio abocardado se rellenó con resina acrílica para unir los análogos al modelo (**figuras 1C**). Se repitió el mismo procedimiento para cada modelo.

In order to illustrate a situation on which the analogs are being repositioned by means of a verification jig, each hole from the 3D printed model was expanded in their inner part using a cylindrical bur, so that the analogs could be positioned without interference of the resin material. After, the verification jig was positioned over the prototyped model until the adaptation of the analogs. The enlarged hole was filled with acrylic resin in order to attach the analogs to the model (**figures 1C**). The same procedure was repeated to each model.

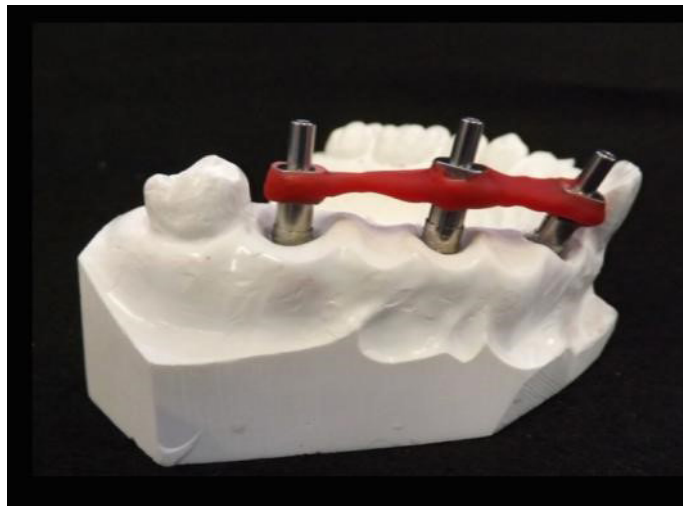


Figura 1A. Férula de implantes del molde maestro; Implant splint of the master mold.



Figura 1B. Base de soporte de material de polivinil siloxano adaptado en el modelo impreso en 3D; Support base made of polyvinyl siloxane material adapted in the 3D printed model.





Figura 1C. Modelo impreso en 3D después del posicionamiento de los implantes; 3D printed model after implant positioning.

Procedimiento de medición

Se usó una máquina de medición de coordenadas (ZMC 550, Zeiss, Jena, Alemania) para determinar la distancia entre los implantes dentales 22-24 (M1), 24-26 (M2) y 22-26 (M3), como se muestra en la figura 2. La máquina presenta un error de medición de $4 \mu\text{m}$, determinada según el EA-4/02 (1999). Todas las mediciones se realizaron en un ambiente controlado con una temperatura de $20 \pm 0,5^\circ\text{C}$ y una humedad relativa del $50 \pm 10\%$.

El modelo maestro se midió 5 veces y la media obtenida de las mediciones se determinaron como "mediciones reales", mientras que los modelos impresos en 3D y convencionales se midieron solo una vez. La precisión de la posición de los implantes se registró como la diferencia entre los valores de distancia determinada por los modelos de prueba y la media determinado por el modelo maestro (Medición del modelo evaluado - Medición del modelo maestro), denominado error de medición.

Measurement procedure

A coordinate measuring machine (ZMC 550, Zeiss, Jena, Germany) was used to determine the distance between dental implants 22-24 (M1), 24-26 (M2) and 22-26 (M3), as shown in figure 2. The machine presents a measurement uncertainty of $4 \mu\text{m}$, determined according to the EA-4/02 (1999). All measurements were performed at a controlled environment with a temperature of $20 \pm 0,5^\circ\text{C}$ and humidity $50 \pm 10\%$.

The master model was measured 5 times, and the mean values of measurements were determined as "real measurements", whereas the conventional and 3D printed models were measured only once. The accuracy of implants position was registered as the difference between the distance values determined by the test models and the one determined by the master model (Measurement from evaluated model - Measurement from master model), named as measurement error.

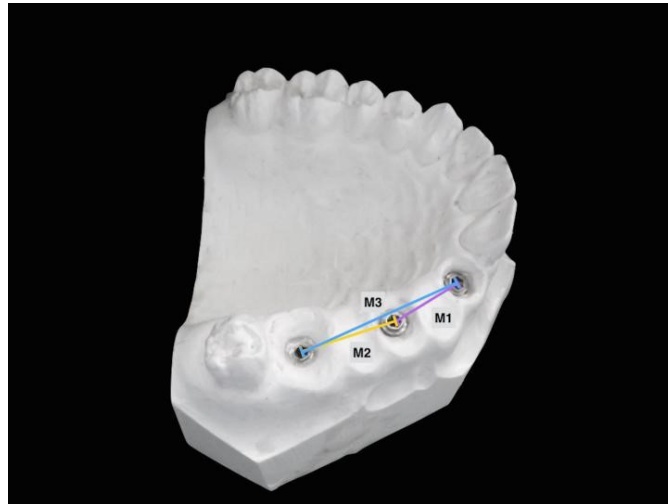


Figura 2. Distancia entre los implantes 22-24 (M1), 24-26 (M2) y 22-26 (M3) medidos por una máquina de medición de coordenadas; Distance between implants 22-24 (M1), 24-26 (M2) and 22-26 (M3) measured by a coordinate measuring machine.

Análisis estadístico

Los datos se analizaron estadísticamente utilizando el software SPSS Statistics 22.0 (IBM, Armonk, EE. UU.). Se realizaron pruebas de Kolmogorov-Smirnov y Levene para evaluar la diferencia con la curva normal y la homogeneidad de la varianza, respectivamente. Como los datos atendieron a los requisitos, las estadísticas descriptivas se presentaron como media \pm desviación estándar. El análisis estadístico se realizó mediante ANOVA y prueba post hoc para comparaciones por pares con un nivel de significación estadística en $p \leq 0.05$.

Resultados

La posición de los implantes dentales mostró un error de medición estadísticamente mayor ($p \leq 0.05$) para los modelos impresos en 3D en comparación con los modelos convencionales, con una diferencia media de $47 \mu\text{m}$. Hubo una interacción significativa entre el tipo de modelo y la ubicación de la medición, en la cual M2 ($70 \pm 16 \mu\text{m}$) mostró errores de medición más bajos en comparación con M1 ($136 \pm 10 \mu\text{m}$) y M3 ($155 \pm 20 \mu\text{m}$). Al analizar los datos por separado, M3 difirió estadísticamente entre los modelos convencionales y digitales, como se muestra en la **tabla 1**.

Statistical analysis

Data were statistically analyzed using the software SPSS Statistics 22.0 (IBM, Armonk, USA). Kolmogorov-Smirnov and Levene tests were performed in order to evaluate the adherence to the normal curve and homogeneity of variance, respectively. As data attended to the requisites, descriptive statistics was presented as mean \pm standard deviation. Statistical analysis was performed by Within ANOVA and post hoc test for pairwise comparisons with a statistical significance level at $p \leq 0.05$.

Results

The position of dental implants showed a statistically higher measurement error ($p \leq 0.05$) for 3D printed models in comparison with conventional models, with a mean difference of $47 \mu\text{m}$. There was significant interaction between the model type and the location of measurement, on which M2 ($70 \pm 16 \mu\text{m}$) showed lower measurement errors in comparison with M1 ($136 \pm 10 \mu\text{m}$) and M3 ($155 \pm 20 \mu\text{m}$). When analyzing data separately, M3 statistically differed between conventional and digital models, as shown in **table 1**.



Tabla 1. Media \pm desviación estándar e intervalo de confianza del 95% (IC 95%) (μm) de los errores de medición de los modelos convencionales (CM) y digitales (DM) en M1, M2 y M3; Mean \pm standard deviation and 95% confidence interval (95% CI) (μm) of the measurement errors of conventional (CM) and digital (DM) models in M1, M2 and M3.

	M1		M2		M3		p-value
	Mean \pm SD	95% CI	Mean \pm SD	95% CI	Mean \pm SD	95% CI	
CM	129 \pm 80	71; 186	68 \pm 47	34; 101	95 \pm 100	22; 167	≥ 0.05
DM	142 \pm 59	99; 184	77 \pm 43	45; 108	214 \pm 71*†	163; 264	≤ 0.05
p-value	≥ 0.05		≥ 0.05		≤ 0.05		

*significancia estadística en línea horizontal.

†significancia estadística en línea vertical.

Discusión

Se sugirió el uso de un jig de verificación para colocar los implantes dentales en un modelo impreso en 3D. Se esperaba que el método pudiera ser una forma simple y rápida de corregir la posición del implante cuando se observa alguna discrepancia en los modelos impresos. La principal desventaja de la técnica es la necesidad de procedimientos intraorales, que requieren componentes del implante adicionales y mayor número de citas⁶.

De acuerdo con la definición de veracidad y precisión descrita en GÜth et al., 2013¹⁴, se supuso que la plantilla de verificación permitía una alta precisión, ya que los bajos valores de desviación estándar predicían la cercanía entre mediciones independientes. Sin embargo, la precisión, con el modelo verdadero, se vio afectada por la técnica cuando los implantes se separaron en distancias mayores (M3). De La Cruz et al., 2002²⁰, mostraron una precisión similar entre los implantes posicionados por el jig de verificación y las técnicas de impresión convencionales.

Sin embargo, se ha recomendado el uso de un jig de verificación para eliminar un desajuste entre los implantes dentales cuando

Discussion

The use of a verification jig was suggested to position dental implants into a 3D printed model. It was expected that the method could be a simple and fast way to correct the implant position when any discrepancy is observed in the printed models. The main disadvantage of the technique is the need of intra-oral procedures, which require additional implant components and additional consultations⁶.

According to the definition of trueness and precision described in GÜth et al., 2013¹⁴, it was assumed that the verification jig allowed a high precision, as the low standard deviation values predicted closeness between independent measurements. However, the trueness, or closeness of agreement to the true model, was affected by the technique when the implants were separated by greater distances (M3). De La Cruz et al., 2002²⁰, showed a similar accuracy between implants positioned by verification jig and conventional impression techniques.

Nevertheless, the use of verification jig has been recommended to eliminate a misfit among dental implants when these





se unen^{18,19}. Se usa comúnmente para registrar la posición de los implantes y corregir un procedimiento de fundición tanto para el modelo edéntulo total²¹ como parcial²⁰. Como técnica de indexación, permite grabar intraoralmente y copiar la relación exacta de los implantes en un modelo maestro²⁰.

Las imprecisiones en el modelo maestro pueden llevar a la necesidad de ajustes intraorales de restauraciones definitivas o incluso afectar el ajuste pasivo de la superestructura²¹. Un desajuste, a su vez, daría lugar a una mayor susceptibilidad a complicaciones mecánicas, como aflojamiento de tornillos y fracturas de componentes²⁰. Cuando se toma en cuenta el proceso digital, se pueden atribuir diferentes fuentes de errores a la cadena de proceso^{17,22,25}. Por ejemplo, las discrepancias pueden estar relacionadas con la falta de referencia durante el escaneo y la adquisición de imágenes, ya que la superposición de imágenes puede producir un error inherente²⁶. Estudios previos informaron la influencia de los parámetros del implante dental en el proceso de exploración²⁷⁻²⁹. Giménez et al., 2015¹⁵, informaron que la precisión de la posición de los implantes en los modelos digitales se vio afectada por el proceso de digitalización, especialmente en implantes separados por distancias mayores. Por lo tanto, la posibilidad de que las discrepancias encontradas en este estudio se vean influenciadas por el proceso digital no puede descartarse, ya que solo se encontraron para implantes separados por distancias más grandes.

Otra variable importante a considerar es el uso de materiales de impresión para transferir el jig al modelo impreso. Lin y col., 2014⁶, informaron que el uso de un jig de verificación se limita a los casos en los que los análogos adyacentes se colocan correctamente, de modo que puedan usarse para estabilizar el jig de verificación. Para superar esta limitación, en este estudio se aseguró la estabilización del jig adaptando una base de soporte de polivinilo siloxano a los dientes adyacentes. Sin embargo, es

are joined^{18,19}. It is commonly used to record the position of implants and correct a cast procedure for both total²¹ and partial edentulism²⁰. As an indexing technique, it allows to record intraorally and copy the exact relationship of implants in a master cast²⁰.

Inaccuracies on the master cast may lead to the need of intra-oral adjustments of definitive restorations or even affect the passive fit of frameworks²¹. A misfit, in turn, would result in a higher susceptibility to mechanical complications, such as screw loosening and component fractures²⁰. When the digital process is taken into consideration, different sources of errors may be attributed to the process chain^{17,22-25}. For instance, discrepancies may be related to the lack of reference during scanning and image acquisition, as the overlap of images may occur and result in an inherent error²⁶. Previous studies reported the influence of dental implant parameters into the scanning process²⁷⁻²⁹. Gimenez et al., 2015¹⁵, reported that the accuracy of implants position in digital models was affected by the digitizing process, especially in implants separated by greater distances. Thus, the possibility of the discrepancies founded in this study being influenced by digital process cannot be discarded, as these were only found for implants separated by larger distances.

Another important variable to be considered is the use of impression materials to transfer the jig to the printed model. Lin et al., 2014⁶, reported that the use of a verification jig is limited to cases on which adjacent analogs are correctly positioned, so that they can be used to stabilize the verification jig. To overcome this limitation, in this study the stabilization of the jig was ensured by adapting a polyvinyl siloxane support base to the adjacent teeth. It is well known, however, that impression ma-





bien sabido que los materiales de impresión pueden provocar el desplazamiento de los componentes de los implantes y causar imprecisiones en el modelo maestro³⁰.

Dentro de las limitaciones de este estudio, no se puede recomendar el uso del jig de verificación según lo determinado en el presente estudio. Es necesario mejorar la técnica que se utilizará para corregir la posición del implante en el modelo impreso en 3D.

Conclusión

El uso del jig de verificación para colocar los implantes dentales en un modelo impreso en 3D dentado parcial mostró mayores discrepancias en comparación con las impresiones convencionales.

Agradecimientos

Los autores desean expresar su agradecimiento a S.I.N. Sistema de implante para la donación de componentes.

Bibliografía

1. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Oct;23(6):2-21.
2. Kim JH, Kim KB, Kim WC, Rhee HS, Lee IH, Kim JH. Influence of various gypsum materials on precision of fit of CAD/CAM-fabricated zirconia copings. *Dent Mater J* 2015 Jan;34(1):19-24.
3. de Avila ED, Barros LAB, Del'Acqua MA, Castanharo SM, Mollo FA Jr. Comparison of the accuracy for three dental impression techniques and index: an in vitro study. *J Prosthodont Res* 2013 Oct;57(4):268-74.
4. Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, Zarone F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010 May;12(1):63-76.
5. Papaspyridakos P, Hirayama H, Chen CJ, Ho CH, Chronopoulos V, Weber HP. Full-arch implant fixed prostheses: a comparative study on the effect of connection type and impression technique on accuracy of fit. *Clinical Oral Implants*

Research 2015 Sep;27(9):1099-105.

materials may lead to the displacement of implants components and cause inaccuracy on the master cast³⁰.

Within the limitations of this study, the use of verification jig as determined in the present study cannot be recommended. There is a need of improvement of the technique to be used to correct the implant position in 3D printed model.

Conclusion

The use of verification jig for positioning dental implants in a partial dentate 3D printed model showed greater discrepancies in comparison with conventional impressions.

Acknowledgments

The authors would like to express their gratitude to S.I.N. Implant System for the implant components donation.

6. Lin WS, Harris BT, Metz MJ, Morton D. A technique for verifying and correcting a milled polyurethane definitive cast for nonsegmental implant restoration in an edentulous jaw. *J Prosthet Dent* 2014 Sep;112(3):658-62.
7. Lin W-S, Harris BT, Morton D. The use of a scannable impression coping and digital impression technique to fabricate a customized anatomic abutment and zirconia restoration in the esthetic zone. *J Prosthet Dent* 2013 Mar;109(3):187-91.
8. Lin WS, Harris BT, Zandinejad A, Morton D. Use of digital data acquisition and CAD/CAM technology for the fabrication of a fixed complete dental prosthesis on dental implants. *J Prosthet Dent* 2014 Jan;111(1):1-5.
9. Monaco C, Evangelisti E, Scotti R, Mignani G, Zucchelli G. A fully digital approach to replicate peri-implant soft tissue contours and emergence profile in the esthetic zone. *Clin Oral Implants Res* 2016 Dec;27(12):1511-1514.
10. Patel N. Integrating three-dimensional digital technologies for comprehensive implant dentistry. *JADA* 2010 Jun;141(2):20-4.
11. Lee SJ, Betensky RA, Gianneschi GE, Gallucci GO. Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clin Oral Implants Res* 2015 Jun;26(6):715-9.





12. Lee CY, Wong N, Ganz SD, Mursic J, Suzuki JB. Use of an intraoral laser scanner during the prosthetic phase of implant dentistry: A Pilot Study. *J Oral Implantol* 2015b Aug;41(4):126-32.
13. Brawek PK, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, Reich S. The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow-the comparison of two systems. *Clin Oral Investig* 2013 Dec;17(9):2119-25.
14. Guth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig* 2013 May;17(4):1201-8.
15. Gimenez B, Ozcan M, Martinez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on active triangulation technology with blue light for implants: effect of clinically relevant parameters. *Implant Dent* 2015 Oct;24(5):498-504.
16. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent* 2006 Mar;95(3):194-200.
17. Tapie L, Lebon N, Mawussi B, Fron-Chabouis H, Duret F, Attal JP. Understanding dental CAD/CAM for restorations-accuracy from a mechanical engineering viewpoint. *Int J Comput Dent* 2015;18(4):343-67.
18. Knudson RC, Williams EO, Kemple KP. Implant transfer coping verification jig. *J Prosthet Dent* 1989 May;61(5):601-2.
19. McCartney JW, Pearson R. Segmental framework matrix: master cast verification, corrected cast guide, and analog transfer template for implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent* 1994 Feb;71(2):197-200.
20. De La Cruz JE, Funkenbusch PD, Ercoli C, Moss ME, Graser GN, Tallents RH. Verification jig for implant-supported prostheses: A comparison of standard impressions with verification jigs made of different materials. *J Prosthet Dent* 2002 Sep;88(3):329-36.
21. Vitale ND, Tung F, Goldstein G. A technique to verify or correct analogue position and soft tissue profile on an implant working cast. *J Prosthet Dent* 2009 Sep;102(3):137-40.
22. Güth JF1, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig*. 2013 May;17(4):1201-8.
23. Flügge TV1, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013 Sep;144(3):471-8.
24. González de Villaumbrosia P, Martínez-Rus F, García-Orejas A, Salido MP, Pradies G. In vitro comparison of the accuracy (trueness and precision) of six extraoral dental scanners with different scanning technologies. *J Prosthet Dent*. 2016 Oct;116(4):543-550.
25. Akyalcin, S, Dyer, D. J, English, J. D, Sar, C. Comparison of 3-dimensional dental models from different sources: Diagnostic accuracy and surface registration analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013 Dec;144(6):831-7.
26. Rhee YK, Huh YH, Cho LR, Park CJ. Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-dimensional superimposition. *J Adv Prosthodont* 2015;7,460-7.
27. Al-Abdullah K1, Zandparsa R, Finkelman M, Hirayama H. An in vitro comparison of the accuracy of implant impressions with coded healing abutments and different implant angulations. *J Prosthet Dent*. 2013 Aug;110(2):90-100.
28. Chew AA, Esguerra RJ, Teoh KH, Wong KM, Ng SD, Tan KB. Three-Dimensional Accuracy of Digital Implant Impressions: Effects of Different Scanners and Implant Level. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017 Jan/Feb;32(1):70-80.
29. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 Jul-Aug;29(4):853-62.
30. Pujari M, Garg P, Prithviraj DR. Evaluation of accuracy of casts of multiple internal connection implant prosthesis obtained from different impression materials and techniques: an in vitro study. *J Oral Implantol* 2014;40,137-45.



Iván, García
<https://orcid.org/0000-0002-2648-378X>

Lauren, Oliveira Lima Bohner
<https://orcid.org/0000-0003-3637-3928>



RECONOCIMIENTO-NOCOMERCIAL-COMPARTIRIGUAL
 CC BY-NC-SA

ESTA LICENCIA PERMITE A OTROS ENTREMEXGLAR, AJUSTAR Y CONSTRUIR A PARTIR DE SU OBRA CON FINES NO COMERCIALES, SIEMPRE Y CUANDO LE RECONOZCAN LA AUTORÍA Y SUS NUEVAS CREACIONES ESTÉN BAJO UNA LICENCIA CON LOS MISMOS TÉRMINOS



DOI: 10.29166/odontologia.vol21.n2.2019-51-66

URL: <http://revistadigital.uce.edu.ec/index.php/odontologia/article/view/2061>



ODONTOLOGÍA

ARTÍCULO CIENTÍFICO

Desgaste del esmalte por diferentes tratamientos químicos y mecánicos

Wear of the enamel by different chemical and mechanical treatments

Desgaste do esmalte por diferentes tratamentos químicos e mecânicos

Juan Norberto Calvo Ramírez¹, Lina María Arango²

RECIBIDO: 18/12/2018 **ACEPTADO:** 29/03/2019 **PUBLICADO:** 01/07/2019

1. Profesor titular. Director Grupo de Investigación en Materiales Dentales, Facultad de Odontología, Universidad Nacional de Colombia, Bogotá Colombia.
2. Odontóloga, Universidad Nacional de Colombia. Especialista en Operatoria Dental Estética, Universidad Nacional de Colombia; Bogotá, Colombia

CORRESPONDENCIA

Lina María Arango
Universidad Nacional de Colombia;
Especialista en Operatoria Dental Estética

jncalvor@unal.edu.co

RESUMEN

Introducción: La microabrasión se describe como un procedimiento realizado sobre el esmalte dental en el cual mediante la utilización de un agente ácido y un agente abrasivo se logra corregir alteraciones cromáticas superficiales. Algunos estudios demuestran como los parámetros de tiempo, número de aplicaciones y la presión ejercida, influyen en la cantidad de esmalte eliminado. **Objetivo:** Establecer el espesor de esmalte dental eliminado según la capacidad abrasiva de 9 tratamientos químico mecánicos, mediante estereomicroscopia. **Materiales y métodos:** Con el aval del comité de ética de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Colombia, se recolectaron 90 terceros molares bajo consentimiento informado y se mantuvieron almacenados bajo los parámetros de la norma ISO 11405. Sobre bloques de acrílico se fijaron las mitades linguales de las coronas dentales, creando sobre ellas superficies planas mediante serie de lijas con irrigación y tomando impresiones con silicona de adición. Se distribuyeron de forma aleatoria en 9 grupos (n 10). Cada grupo recibió un tratamiento por un periodo de 30 segundos: G1: Opalustre® (Ultradent), G2: Piedra pómez y ácido fosfórico al 37% (Ultra-Etch®, Ultradent), G3: Piedra pómez, glicerina y ácido fosfórico al 37% (Ultra-Etch®, Ultradent), G4: Fresas de halo amarillo (Komet), G5: Fresas de halo blanco (Komet), G6: Discos Sof-Lex® (3M), color amarillo, G7: Discos Sof-Lex® (3M), color amarillo y amarillo claro, G8: Arenado, y G9: Puntas ultrasónicas Perfect Margin (Acteon). El espesor de desgaste creado fue medido utilizando un estéreo microscopio con un aumento de 10X. Los datos recolectados se analizaron a través de las pruebas de Kruskal-Wallis ($p \leq 0.05$) para comparar todos los grupos y la prueba U de Mann-Whitney ($p \leq 0.05$) para comparaciones individuales. **Resultados:** Independientemente del tratamiento realizado todos los grupos presentaron un desgaste del esmalte. El mayor desgaste se registró para el grupo tratado con fresa de halo amarillo ($122,66 \pm 22,64 \mu\text{m}$) y el menor desgaste para el grupo de arenado ($11,5 \pm 2,36 \mu\text{m}$). Se presentó diferencia estadísticamente significativa entre todos los grupos. **Conclusiones:** Bajo las limitaciones del presente estudio se puede concluir: La mayor microabrasión en esmalte se produjo con fresas de grano extrafino (halo amarillo) y el menor desgaste se produjo con arenado.

Palabras clave: Esmalte dental; pulido dental / métodos; esmalte dental / efectos farmacológicos; microabrasión / métodos de esmalte; abrasión de aire.

ABSTRACT

Introduction: Microabrasion is described as a procedure performed on tooth enamel in which the use of an acidic agent and an abrasive agent can correct surface chromatic alterations. Some studies show how the parameters of time, number of applications and the pressure exerted influence the amount of enamel removed. **Objective:** To establish the thickness of tooth enamel removed according to the abrasive capacity of 9 mechanical chemical treatments, using stereomicroscopy. **Materials and methods:** With the endorsement of the ethics committee of the School of Dentistry of the National University of Colombia, 90 third molars were collected under informed consent and kept stored under the parameters of ISO 11405. Acrylic blocks were fixed the lingual halves of the dental crowns, creating on them flat surfaces by means of series of sandpaper with irrigation and taking impressions with silicone of addition. They were distributed randomly in 9 groups (n 10). Each group was treated for a period of 30 seconds: G1: Opalustre® (Ultradent), G2: Pumice and 37% phosphoric acid (Ultra-Etch®, Ultradent), G3: Pumice, glycerin and phosphoric acid 37 % (Ultra-Etch®, Ultradent), G4: Yellow halo strawberries (Komet), G5: White halo strawberries (Komet), G6: Sof-Lex® discs (3M), yellow color, G7: Sof-Lex discs ® (3M), yellow and light yellow, G8: Sandblasted, and G9: Perfect Margin ultrasonic tips (Acteon). The wear thickness created was measured using a stereo microscope with an increase of 10X. The collected data were analyzed through the Kruskal-Wallis tests ($p \leq 0.05$) to compare all groups and the Mann-Whitney U test ($p \leq 0.05$) for individual comparisons. **Results:** Regardless of the treatment performed, all groups presented enamel wear. The highest wear was recorded for the group treated with yellow halo strawberry ($122.66 \pm 22.64 \mu\text{m}$) and the lowest wear for the sandblasting group ($11.5 \pm 2.36 \mu\text{m}$). There was a statistically significant difference between all groups. **Conclusions:** Under the limitations of the present study, it can be concluded: The greatest microabrasion in enamel was produced with strawberries of extra-fine grain (yellow halo) and the least wear occurred with sandblasting.

Keywords: Dental enamel; dental polishing / methods; dental enamel / drug effects; enamel microabrasion / methods; air abrasion.

RESUMO

Introdução: A microabrasão do esmalte dental é descrita como um procedimento realizado no esmalte dentário, no qual o uso de um agente ácido e um abrasivo pode corrigir alterações cromáticas na superfície. Alguns estudos mostram como os parâmetros de tempo, número de aplicações e pressão exercida influenciam na quantidade do esmalte removido. **Objetivo:** Estabelecer a espessura do esmalte dentário removido de acordo com a capacidade abrasiva de 9 tratamentos químicos ou mecânicos, utilizando estereomicroscopia. **Materiais e métodos:** Com o aval do comitê de ética da Faculdade de Odontologia da Universidade Nacional da Colômbia, 90 terceiros molares hígidos foram coletados sob consentimento informado e mantidos armazenados sob os parâmetros da norma ISO 11405. Em blocos de acrílico foram fixadas as metades linguais das coroas dentárias, criando sobre elas superfícies planas por meio de séries de lixa mais irrigação e toma de impressões com silicone de adição. Eles foram distribuídos aleatoriamente em 9 grupos (n= 10). Cada grupo foi tratado por um período de 30 segundos: G1: Opalustre® (Ultradent), G2: Pedra-pomes e ácido fosfórico a 37% (Ultra-Etch®, Ultradent), G3: Pedra-pomes, glicerina e ácido fosfórico 37 % (Ultra-Etch®, Ultradent), G4: brocas diamantadas halo amarelo (Komet), G5: brocas diamantadas halo branco (Komet), G6: discos Sof-Lex® (3M), cor amarelo, G7: discos Sof-Lex® (3M), amarelo e amarelo claro, G8: jateamento e G9: pontas ultra-sônicas Perfect Margin® (Acteon). A espessura de desgaste criada foi medida usando um microscópio estéreo com um aumento de 10X. Os dados coletados foram analisados pelos testes de Kruskal-Wallis ($p \leq 0,05$) para comparar todos os grupos e pelo teste U de Mann-Whitney ($p \leq 0,05$) para comparações individuais. **Resultados:** Independientemente do tratamento realizado, todos os grupos apresentaram desgaste do esmalte. O maior desgaste foi registrado para o grupo tratado com broca diamantada com halo amarelo ($122,66 \pm 22,64 \mu\text{m}$) e o menor desgaste para o grupo de jateamento ($11,5 \pm 2,36 \mu\text{m}$). Houve diferença estatisticamente significativa entre todos os grupos. **Conclusões:** Sob as limitações do presente estudo, pode-se concluir que a maior microabrasão no esmalte foi produzida com brocas de grão extra-fino (halo amarelo) e o menor desgaste ocorreu com o jateamento.

Palavras-chave: Esmalte dentário; polimento dentário / métodos; esmalte dentário / efeitos de drogas; microabrasão de esmalte / métodos; abrasão a ar.



Introducción

La microabrasión es una técnica para eliminar alteraciones superficiales cromáticas y/o estructurales en el esmalte. El primer reporte relacionado, fue hecho por Walter Kane en 1916, quien propuso el uso de ácido clorhídrico (HCl) con y sin calor para retirar manchas cafés producidas por fluorosis. Para el tratamiento del mismo tipo de manchas, McCloskey (1984), usó HCl al 18% con un pulido posterior con piedra pómez y un tiempo de espera para lograr la remineralización de la superficie por parte de la saliva^{1,2}. Posteriormente, Croll y Cavanaugh (1986), describen una técnica para el tratamiento de cualquier tipo de alteración en el color dental, en la que se incluía el uso de forma conjunta de HCl al 18% con piedra pómez, luego una profilaxis con pasta fluorada y finalmente un pulido con un disco ultrafino de óxido de aluminio³.

Mondelli y cols., (1995), describen una alternativa para la técnica de microabrasión usando ácido fosfórico (H_3PO_4) en gel al 37% en combinación con piedra pómez extra fina en una proporción 1:1⁴, esta técnica tiene ciertas ventajas sobre las ya descritas, debido a que para el odontólogo el H_3PO_4 tiene un bajo costo, fácil adquisición y manejo⁵. Además, se encuentra disponible en el consultorio debido a que se emplea en diferentes técnicas como en la preparación de la superficie para la restauración con materiales que requieren adhesión⁶ y en la preparación dental para la unión de la resina a los brackets. Adicionalmente el H_3PO_4 es menos agresivo con los tejidos blandos que el HCl, en caso de contacto accidental⁴.

Algunos estudios han establecido que los factores cantidad de aplicaciones, el tiempo de uso, y la presión ejercida, tienen una repercusión directa sobre la cantidad de esmalte eliminado^{5,7}. Sin embargo, no todos los parámetros son incluidos en los estudios por lo que se encuentran en la literatura diferencias en los resultados obtenidos. Así

Introduction

Microabrasion is a technique to eliminate chromatic and / or structural surface alterations in the enamel. The first related report was made by Walter Kane in 1916, who proposed the use of hydrochloric acid (HCl) with and without heat to remove brown spots caused by fluorosis. For the treatment of the same type of spots, McCloskey (1984) used 18% HCl with a subsequent polishing with pumice stone and a waiting time to achieve remineralization of the surface by the saliva^{1,2}. Subsequently, Croll and Cavanaugh (1986), describe a technique for the treatment of any type of alteration in dental color, which included the joint use of 18% HCl with pumice stone, then a prophylaxis with fluoridated paste and finally a polishing with an ultra-thin disk of aluminum oxide³.

Mondelli et al., (1995), describe an alternative for the microabrasion technique using phosphoric acid (H_3PO_4) in 37% gel in combination with extra fine pumice stone in a 1: 1 ratio⁴, this technique has certain advantages over those already described, because for the dentist the H_3PO_4 has a low cost, easy acquisition and handling⁵. In addition, it is available in the office because it is used in different techniques such as the preparation of the surface for restoration with materials that require adhesion⁶ and in the dental preparation for bonding the resin to the brackets. Additionally, H_3PO_4 is less aggressive with soft tissues than HCl, in case of accidental contact⁴.

Some studies have established that the factors quantity of applications, time of use, and pressure exerted, have a direct impact on the amount of enamel removed^{5,7}. However, not all parameters are included in the studies, so differences in the results obtained are found in the literature. For example, with the use of phosphoric





por ejemplo, con el uso de ácido fosfórico se han reportado desgastes de $5,7\mu\text{m}$ ($\pm 1,8$)⁸ y con HCl al 18% un desgaste de $100\mu\text{m}$ ($\pm 47\mu\text{m}$)⁸; ácido fosfórico seguido de piedra pómez, desgastes de 142,87 micras (5), mientras que en la mezcla de HCl con piedra pómez entre 295,5 micras⁵ y hasta $360\mu\text{m}$ (± 130)⁸.

Otra técnica utilizada para realizar microabrasión, que se describe en la literatura, es el uso de fresas de grano fino entre 60 y $80\mu\text{m}$. En el trabajo realizado por Agudelo y Calvo⁹, se midió la microabrasión sobre esmalte sin alteraciones, realizando 3 sesiones por 10 segundos (5 s con fresa amarilla y 5 s con fresa blanca) y ejerciendo una presión entre 20 o 30 g, estableciéndose desgastes entre 200 y $400\mu\text{m}$.

De igual forma sucede con las técnicas de arenado, creadas como alternativas al uso del ácido fosfórico en el acondicionamiento del esmalte. En ella se usa una corriente de aire de 30 psi y partículas de óxido de aluminio (50-90 μm) que crean rugosidades para la retención micromecánica de las resinas, pero los valores de unión son inferiores a los del grabado ácido. La presión, el tiempo y su interacción tienen efectos significativos¹⁰.

Muchos tratamientos encaminados a acondicionar o eliminar defectos superficiales se hacen empíricamente sin control de las probables variables, pudiendo alcanzar desgastes severos, que superan los límites de la microabrasión. Actualmente el avance tecnológico permite observar y cuantificar los cambios en el tejido y a partir de estos verificar mediante un modelo de riesgo-beneficio, cuán pertinente es la realización de cada tratamiento y como éstos se podrían mejorar, ajustando los parámetros necesarios para disminuir la cantidad de esmalte eliminado en cada proceso.

El objetivo del presente estudio fue establecer mediante un estereomicroscopio el espesor de esmalte dental eliminado, según la capacidad abrasiva de nueve tratamientos

acid, wear of $5.7\mu\text{m}$ (± 1.8)⁸ and with 18% HCl wear of $100\mu\text{m}$ ($\pm 47\mu\text{m}$) have been reported (8) ; phosphoric acid followed by pumice, wear of 142.87 microns (5), while in the mixture of HCl with pumice between 295.5 microns (5) and up to $360\mu\text{m}$ (± 130)⁸.

Another technique used to realize microabrasion, which is described in the literature, is the use of fine grain strawberries between 60 and $80\mu\text{m}$. In the work done by Agudelo and Calvo⁹, the microabrasion was measured on enamel without alterations, performing 3 sessions for 10 seconds (5 s with yellow strawberry and 5 s with white strawberry) and exerting a pressure between 20 or 30 g, establishing wear between 200 and $400\mu\text{m}$.

The same happens with sandblasting techniques, created as alternatives to the use of phosphoric acid in the enamel conditioning. It uses an air flow of 30 psi and particles of aluminum oxide (50-90 μm) that create roughness for the micromechanical retention of the resins, but the binding values are lower than those of acid etching. Pressure, time and their interaction have significant effects¹⁰.

Many treatments routed at conditioning or eliminating surface defects are empirically done without control of the probable variables, being able to achieve severe wear, which exceed the limits of microabrasion. Currently, technological progress allows us to observe and quantify the changes in the tissue and from these verify through a risk-benefit model, how relevant is the performance of each treatment and how these could be improved, adjusting the necessary parameters to reduce the amount of Enamel removed in each process.

The objective of the present study was to establish the thickness of tooth enamel removed using a stereo microscope, according to the abrasive capacity of nine





químico-mecánicos.

Materiales y métodos

Posterior a la aprobación del comité de ética de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Colombia, se dispuso de una muestra de 90 terceros molares, obtenidos bajo consentimiento informado de pacientes sistémicamente sanos y cuyas exodoncias fueran realizadas por indicaciones ortodóncicas o periodontales. Fueron excluidos aquellos con caries, obturaciones o con alteraciones en la formación del esmalte. Los dientes recolectados se lavaron con agua y se les retiraron los restos de tejido blando.

Los dientes se almacenaron siguiendo la norma ISO 11405, en recipientes con una solución de Cloramina T al 0,5% a 4°C por 8 días. Posteriormente, se cambió la cloramina por agua destilada con recambios cada semana hasta el momento del montaje de la prueba. Para el experimento, se realizaron cortes coronales en sentido meso-distal para obtener las mitades linguales que se fijaron sobre cubos de acrílico unidos a aditamentos roscados. (figura 1. A). Estos cuerpos de prueba se dejaron en el Hygro-bath a 37° C (+/-2) con humedad relativa del 70%.

Con el fin de lograr áreas de prueba planas en el esmalte de las superficies linguales, se usaron series de lijas a baja velocidad y bajo refrigeración, finalizando con lijas finas del sistema OptiDisc® (Kerr). Luego, se fabricaron cilindros de 21 mm de diámetro por 21 mm de alto en acetato, que se usaron como cubetas para realizar impresiones en polivinilsiloxano, las cuales sirvieron de referencia para las mediciones del desgaste. Luego se hizo un corte con hoja de bisturí No.11 en la impresión, que coincidiera con la mitad meso distal del área de prueba y así permitiera las mediciones con estéreo microscopio (figura 1. B).

Las áreas de prueba logradas en el esmalte, se dividieron en dos mitades mesial y distal,

chemical-mechanical treatments.

Materials and methods

After the approval of the ethics committee of the Faculty of Dentistry of the National University of Colombia, a sample of 90 molar third parties was obtained, obtained with informed consent from systemically healthy patients and whose exodontics were performed by orthodontic or periodontal indications. Those with caries, fillings or alterations in enamel formation were excluded. The collected teeth were washed with water and the soft tissue remains were removed.

The teeth were stored according to ISO 11405, in containers with a 0.5% Chloramine T solution at 4°C for 8 days. Subsequently, the chloramine was exchanged for distilled water with refills every week until the time of the assembly of the test. For the experiment, coronal cuts were made meso-distally to obtain the lingual halves that were fixed on acrylic cubes attached to threaded attachments. (figure 1. A). These test bodies were left in the Hygro-bath at 37°C (+/- 2) with 70% relative humidity.

In order to achieve flat test areas in the enamel of the lingual surfaces, series of low speed and low cooling sandpaper were used, ending with fine sandpaper of the OptiDisc® (Kerr) system. Then, cylinders 21 mm in diameter and 21 mm high in acetate were manufactured, which were used as cuvettes for printing in polyvinyl siloxane, which served as a reference for wear measurements. Then a cut with scalpel blade No.11 was made in the printout, which coincided with the distal half meso of the test area and thus allowed measurements with stereo microscope (figure 1. B).

The test areas achieved in the enamel, were divided into two mesial and distal



trazando una línea con lápiz de grafito. Las mitades mesiales se emplearon como controles y fueron cubiertas con cinta adhesiva y las mitades distales sirvieron de área de aplicación de los diferentes tratamientos de microabrasión (figura 1. C).

Los dientes se dividieron de forma aleatoria en 9 grupos (n=10). Todos los grupos recibieron el tratamiento específico por un mismo operador, durante un tiempo de 30 segundos y una presión de 120 a 150g controlada mediante el uso de un estandarizador de presión.

halves, drawing a line with graphite pencil. The mesial halves were used as controls and were covered with adhesive tape and the distal halves served as an application area for the different microabrasion treatments (figure 1. C).

The teeth were randomly divided into 9 groups (n= 10). All groups received the specific treatment by the same operator, for a time of 30 seconds and a pressure of 120 to 150g controlled by the use of a pressure standardizer.

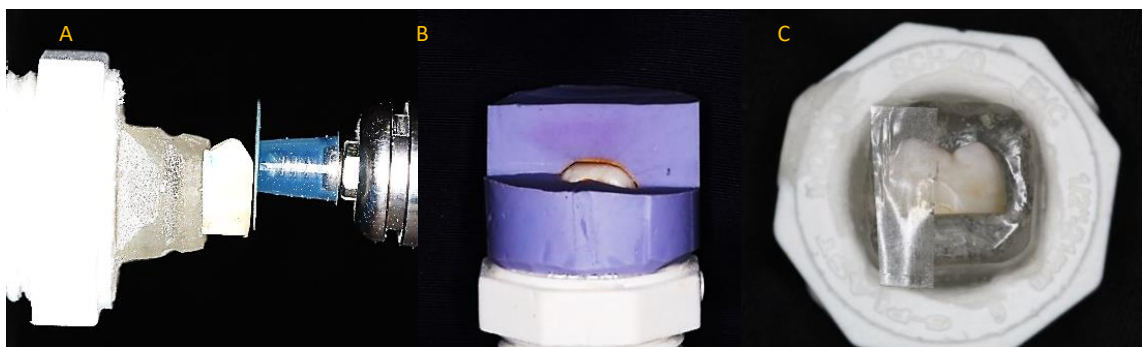


Figura 1. Preparación de los cuerpos de muestra. A, Realización de área de planimetría en la superficie del esmalte dental con lijas y sistema OptiDisc® (Kerr). B, Impresión en silicona de adición de uno de los dientes de experimentación, donde se puede observar la ventana creada para la medición. C, Diente de experimentación, en donde se observa la superficie de control recubierta por cinta adhesiva; Preparation of sample bodies. A, Execution of planimetry area on the surface of dental enamel with sandpaper and OptiDisc® system (Kerr). B, Silicone impression of adding one of the experimental teeth, where you can see the window created for the measurement. C, Experiment tooth, where the control surface covered by adhesive tape is observed.

Los grupos experimentales fueron: **G1.** Microabrasión con pastas basadas en ácido clorhídrico (Opalustre®, Ultradent), **G2.** Microabrasión con piedra pómez y ácido fosfórico al 37% (Ultra-Etch®, Ultradent), **G3.** Microabrasión con piedra pómez, glicerina y ácido fosfórico al 37% (Ultra-Etch®, Ultradent), **G4.** Preparación con fresas de halo amarillo (Komet), **G5.** Preparación con fresas de halo blanco (Komet), **G6.** Preparación con discos Sof-Lex® (3M) color amarillo, **G7.** Combinación de discos Sof-Lex® (3M), color amarillo y amarillo claro, **G8.** Arenado y **G9.** Puntas de sistema ultrasónico Perfect Margin® (Acteon). La tabla 1 presenta la información principal sobre los productos utilizados en este estudio.

The experimental groups were: **G1.** Microabrasion with pastes based on hydrochloric acid (Opalustre®, Ultradent), **G2.** Microabrasion with pumice stone and 37% phosphoric acid (Ultra-Etch®, Ultradent), **G3.** Microabrasion with pumice stone, glycerin and 37% phosphoric acid (Ultra-Etch®, Ultradent), **G4.** Preparation with strawberries of yellow halo (Komet), **G5.** Preparation with white halo strawberries (Komet), **G6.** Preparation with yellow Sof-Lex® (3M) discs, **G7.** Combination of Sof-Lex® (3M) discs, yellow and light yellow, **G8.** Sandblasting and **G9.** Perfect Margin® (Acteon) ultrasonic system tips. Table 1 presents the main information about the products used in this study.

Tabla 1. Distribución de grupos y materiales empleados; Distribution of groups and materials used

Grupos / Group	Material / Material	Marca Comercial / Trademark
G1	Ácido clorhídrico 6,6% / Hydrochloric acid 6.6%	
	Sílice / Silica	
G2	Piedra pómez / Pumice	-
	Ácido fosfórico al 37% / 37% Phosphoric acid	Ultra-Etch®, Ultradent
G3	Piedra pómez / Pumice	-
	Glicerina / Glycerin	-
	Ácido fosfórico al 37% / 37% Phosphoric acid	Ultra-Etch®, Ultradent
G4	Fresa troncocónica halo amarillo / Strawberry conical halo yellow	Komet
G5	Fresa troncocónica halo blanco / Strawberry conical halo white	Komet
G6	Discos de pulido color amarillo / Yellow polishing discs	Sof-Lex®, (3M-Espe)
G7	Discos de pulido color amarillo / Yellow polishing discs	Sof-Lex®, (3M-Espe)
	Discos de pulido color amarillo claro / Light yellow polishing discs	
G8	Óxido de zinc de 50 µm / Zinc Oxide 50 µm	-
G9	Puntas ultra sónicas / Ultra sonic tips	Perfect Margin® Shoulder, (Acteon)

En el grupo 1 se colocó pasta para microabrasión basada en ácido clorhídrico (Opalustre®, Ultradent), dejando actuar por 10 segundos sobre el área de prueba; seguidamente se realizaron 2 aplicaciones de 10 segundos con copa de caucho y baja velocidad, ejecutando movimientos circulares a 15000 rpm y una presión entre 120-150 g (figura 2. A). Luego se lavó con spray de jeringa triple.

In group 1, microabrasion paste based on hydrochloric acid (Opalustre®, Ultradent) was placed, leaving the test area for 10 seconds; then 2 applications of 10 seconds with rubber cup and low speed were made, executing circular movements at 15,000 rpm and a pressure between 120-150 g (figure 2. A). Then it was washed with triple syringe spray.

El grupo 2 recibió la mezcla del ácido fosfórico al 37% (Ultra-Etch®, Ultradent), con la piedra pómez y se frotó por 30 segundos, luego se lavó con spray de jeringa triple.

En el grupo 3 se aplicó ácido fosfórico al 37% (Ultra-Etch®, Ultradent), con piedra pómez en glicerina y se frotó por 30 segundos, después se lavó con spray de jeringa triple.

Group 2 received the 37% phosphoric acid mixture (Ultra-Etch®, Ultradent), with the pumice stone and rubbed for 30 seconds, then washed with triple syringe spray.

In group 3, 37% phosphoric acid (Ultra-Etch®, Ultradent) was applied, with pumice in glycerin and rubbed for 30 seconds, then washed with triple syringe spray.



Figura 2. Realización de los tratamientos sobre la superficie dental. A, Tratamiento con Opalustre®. B, Tratamiento con piedra pómez y ácido fosfórico (Ultra-Etch®). C, Tratamiento con fresa troncocónica amarilla; Realization treatments on the dental surface. A, Opalustre® treatment. B, Treatment with pumice and phosphoric acid (Ultra-Etch®). C, Treatment with yellow truncated cone strawberry.

En el grupo 4 se emplearon fresas troncocónicas finas de halo amarillo (grano extrafino, Komet) manteniendo una presión entre 20 y 30g durante 3 sesiones de 10 segundos a 15000 rpm.

En el grupo 5 se usaron fresas troncocónicas de halo blanco (grano ultrafino, Komet) bajo las mismas condiciones del grupo 4.

En el grupo 6 se utilizó disco Sof-Lex® (3M) amarillo con irrigación bajo las mismas condiciones de los grupos 4 y 5.

En el grupo 7 se utilizaron consecutivamente discos Sof-Lex® (3M) primero el amarillo por 15 segundos y luego el amarillo claro por 15 segundos para un total de 30 segundos. Los discos se deslizaron unidireccionalmente.

In group 4, fine yellow-cone strawberry trunks (extra-fine grain, Komet) were used, maintaining a pressure between 20 and 30g for 3 sessions of 10 seconds at 15,000 rpm.

In group 5, white halo truncated cone strawberries (ultra-fine grain, Komet) were used under the same conditions as group 4.

In group 6, yellow Sof-Lex® (3M) disc was used with irrigation under the same conditions of groups 4 and 5.

In group 7 consecutively used Sof-Lex® (3M) discs, first yellow for 15 seconds and then light yellow for 15 seconds for a total of 30 seconds. The disks slid unidirectionally.



El grupo 8 recibió la técnica de arenado con óxido de aluminio de 50 micras realizando pulsaciones durante 30 segundos a una distancia de 5 mm. Finalmente se lavó profusamente con agua.

El grupo 9 recibió la técnica de puntas del Sistema Sónico con presión de aire de 70 libras y punta cilíndrica Perfect Margin® (Acteon), por 30 segundos unidireccionalmente.

Group 8 received the 50 micron aluminum oxide sandblasting technique by pressing for 30 seconds at a distance of 5 mm. Finally it was washed profusely with water.

Group 9 received the Sonic System tip technique with 70 lb. air pressure and Perfect Margin® (Acteon) cylindrical tip, for 30 seconds unidirectionally.

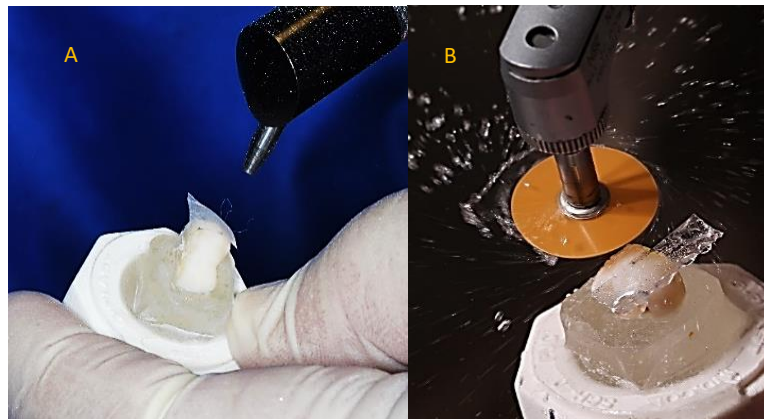


Figura 3. Tratamientos realizados a las superficies dentales. A, Tratamiento con arenado (óxido de aluminio 50 micras). B, Tratamiento con discos SofLex amarillos; Treatments performed on dental surfaces. A, Sandblasting treatment (50micron aluminum oxide). B, Treatment with yellow SofLex discs.



Figura 4. Sistema de puntas ultrasónicas empleado. A, Sistema de scaler ultrasónico BioSonic S1, Coltene. B, Puntas ultrasónicas PerfectMargin Shoulder. C, Tratamiento con puntas ultrasónicas; Ultrasonic tip system used. A, BioSonic S1 ultrasonic scaler system, Coltene. B, PerfectMargin Shoulder ultrasonic tips. C, Treatment with ultrasonic tips.

Finalizado cada tratamiento en los respectivos dientes se reposicionó la matriz de silicona, se esperaron 15 minutos para lograr la recuperación elástica del material, antes

Ending each treatment on the respective teeth, the silicone matrix was repositioned, 15 minutes were expected to achieve elastic recovery of the material, before



de la observación con estéreo microscopio Opticks a 10X. Se tomaron imágenes digitales de la brecha correspondiente al desgaste del esmalte con cada tratamiento, haciendo dos mediciones mediante el analizador de imágenes Motic 3.2. Estos datos fueron recolectados para el posterior análisis estadístico.

observation with 10X Opticks stereo microscope. Digital images were taken of the gap corresponding to enamel wear with each treatment, making two measurements using the Motic 3.2 image analyzer. These data were collected for subsequent statistical analysis.

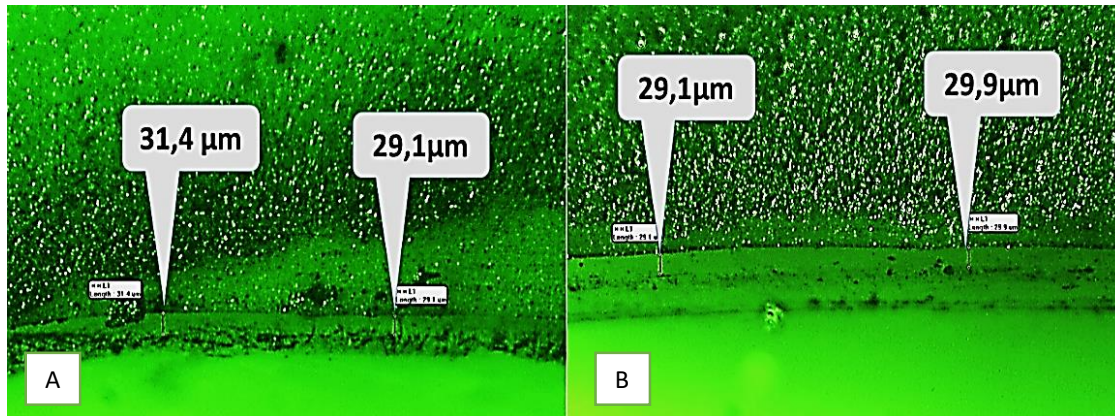


Figura 5. Imágenes de estereomicroscopía a 80X, analizadas con Motic 3.2. A, Aspecto de la brecha correspondiente a la abrasión lograda con Opalustre® en 30 segundos. B, Brecha correspondiente a la microabrasión obtenida con piedra pómez, glicerina y ácido fosfórico; 80X stereomicroscopy images, analyzed with Motic 3.2. A, Aspect of the gap corresponding to the abrasion achieved with Opalustre® in 30 seconds. B, Gap corresponding to the microabrasion obtained with pumice stone, glycerin and phosphoric acid

Una vez terminado el estudio, los especímenes fueron llevados a calcinación.

El análisis de datos se realizó a través de las pruebas estadísticas no paramétricas de Kruskal Wallis ($p \leq 0,05$), se utilizó para comparar si existían diferencias significativas entre todos los grupos y la prueba U de Mann-Whitney ($p \leq 0,05$) para realizar comparaciones entre pares.

Once the study was finished, the specimens were taken to calcination.

The data analysis was carried out through the non-parametric statistical tests of Kruskal Wallis ($p \leq 0.05$) which was used to compare if there were significant differences between all groups and the Mann-Whitney U test ($p \leq 0.05$) to make comparisons between pairs.





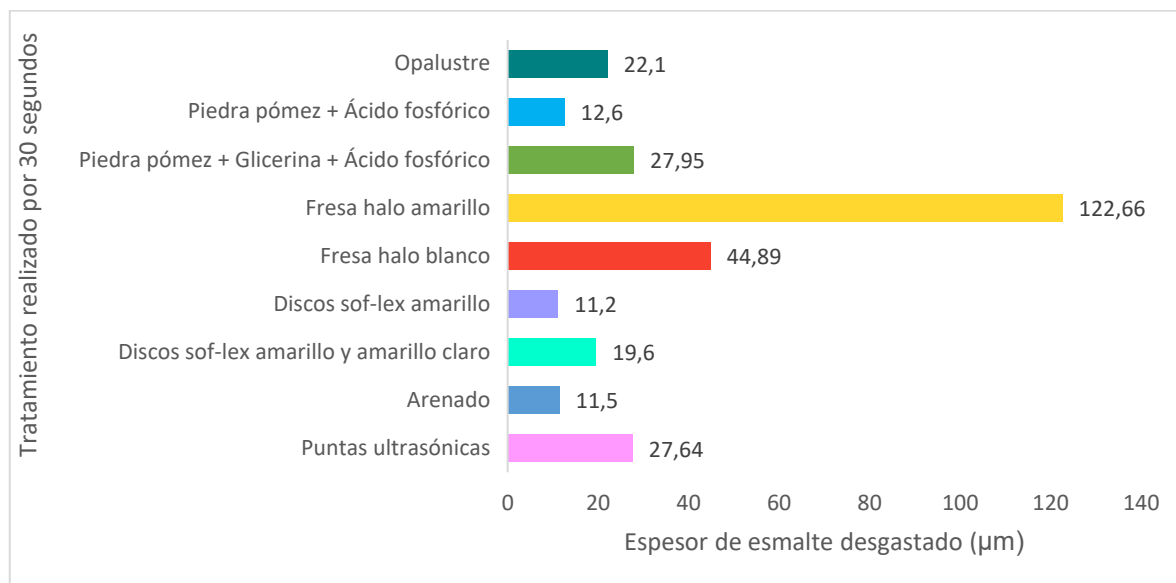
Resultados

Results

Tabla 2. Media y desviación estándar del desgaste en esmalte (µm) por cada tratamiento realizado, grupos con letras diferentes presentaron diferencias estadísticas (p≤0,05); Mean and standard deviation of enamel wear (µm) for each treatment performed, groups with different letters presented statistical differences (p≤0.05).

Grupos / Groups	Media ± SD en micrones / Mean ± SD in microns
Opalustre®	22,1 ±5,11 ab
Ácido + piedra pómez / Acid + pumice stone	12,6 ±1,87 a
Ácido + piedra pómez + glicerina / Acid + pumice stone + glycerin	27,95 ±4,03 b
Fresa halo amarillo / Strawberry yellow halo	122,66 ±22,64 d
Fresa halo blanco / Strawberry White halo	44,89 ±13,74 c
Discos sof-lex amarillo / Sof-lex discs yellow	11,2 ±2,19 a
Discos sof-lex amarillo y amarillo claro / Yellow and light yellow sof-lex discs	19,6 ±5,46 a
Arenado / Sandblasting	11,5 ±2,36 a
Puntas ultrasónicas / Ultrasonic tips	27,64 ±6,50 b

Gráfica 1. Valores de la media del desgaste generado por cada tratamiento realizado durante 30 segundos; Values of mean wear generated by each treatment performed for 30 seconds.



La tabla 2 muestra que todos los tratamientos utilizados para realizar microabrasión generaron desgaste. El mayor desgaste se registró para el grupo tratado con fresa de halo amarillo ($122,66 \pm 22,64 \mu\text{m}$) y el menor desgaste para el grupo tratado con arenado ($11,5 \pm 2,36 \mu\text{m}$).

Se presentó una diferencia estadísticamente significativa al realizar una comparación entre todos los grupos de experimentación ($p < 0,01$). A las comparaciones pares entre los grupos no hubo diferencias significativas de algunos como Opalustre® versus Discos Sof-Lex® amarillo+amarillos claros ($p = 0,289$), al igual que entre el grupo de piedra pómez+glicerina+ácido fosfórico comparado con el grupo de Ultrasonido.

Discusión

La técnica tradicional de microabrasión utiliza una combinación de un agente de ácido clorhídrico y un elemento abrasivo. Se ha descrito como una técnica no restaurativa, conservadora y segura¹¹, su objetivo principal es la remoción de cambios de color, pigmentaciones o alteraciones en la superficie dental con una pérdida mínima de esmalte de hasta $250 \mu\text{m}^5$. Otras formas de microabrasión descritas han sido la utilización de fresas de grano fino y ultrafino, arenado, puntas sónicas, entre otras^{9,12}.

En el presente trabajo, al observar bajo estereomicroscopía se encontraron diferentes niveles de desgaste del esmalte en los grupos, siendo significativamente mayor en el grupo tratado con fresa finas (halo amarillo) y ultrafinas (halo blanco), en un tiempo total de 30 segundos y con una presión suave, lo que permite establecer que bajo condiciones similares, este método se pudiera emplear para microabrasión durante un tiempo no superior a un minuto y deberá ser complementado con discos Sof-Lex®.

El Opalustre® es una pasta viscosa de ácido clorhídrico al 6,6% que contiene micropartículas de sílice en una base hidrosoluble. Es una de las sustancias comer-

Chart 2 shows that all the treatments used to perform microabrasion generated wear. The highest wear was recorded for the group treated with yellow halo strawberry ($122.66 \pm 22.64 \mu\text{m}$) and the lowest wear for the group treated with sandblasting ($11.5 \pm 2.36 \mu\text{m}$).

It was presented a statistically significant difference when making a comparison between all the experimental groups ($p < 0.01$). At the even comparisons between the groups there were no significant differences of some such as Opalustre® versus Sof-Lex® yellow + light yellow discs ($p = 0.289$), as well as between the pumice stone + glycerin + phosphoric acid group compared to the group of Ultrasound.

Discussion

The traditional microabrasion technique uses a combination of a hydrochloric acid agent and an abrasive element. It has been described as a non-restorative, conservative and safe technique¹¹, its main objective is the removal of color changes, pigmentations or alterations in the dental surface with a minimum enamel loss of up to $250 \mu\text{m}^5$. Other forms of microabrasion described have been the use of fine and ultrafine strawberries, sandblasting, sonic tips, among others^{9,12}.

In the present work, when observing under stereomicroscopy, different levels of enamel wear were found in the groups, being significantly higher in the group treated with fine strawberries (yellow halo) and ultrafine (white halo), in a total time of 30 seconds and with a gentle pressure, which allows to establish that under similar conditions, this method could be used for microabrasion for a time not exceeding one minute and should be supplemented with Sof-Lex® discs.

Opalustre® is a 6.6% hydrochloric acid viscous paste that contains silica microparticles in a water-soluble base. It is one of the most commonly used commercial





ciales más comúnmente utilizadas para la realización de microabrasión¹³⁻¹⁶. Sundfeld y cols., demostraron que en dientes extraídos tratados con Opalustre®, haciendo entre 1 y 10 aplicaciones durante 1 minuto en cada diente, se podían generar desgaste desde 25 a 200 μm^{14} , mientras Rodrigues y cols., encontraron que para una aplicación de 60 segundos se generaba un desgaste de $26.96 \pm 5.70 \mu\text{m}^{14}$. En el presente trabajo, realizando la aplicación de Opalustre® con copa de caucho, a una presión de 150g por un tiempo de 30 segundos, se logró un desgaste entre $22,1 \pm 5,11 \mu\text{m}$, estimándose que bajo condiciones similares se podrían realizar un máximo de 10 aplicaciones.

Con la mezcla de ácido fosfórico y piedra pómez, se observó una reacción inmediata, reportándose en la literatura valores diferentes de desgaste de esmalte, debido a la variabilidad metodológica. En el trabajo realizado por Mendes y cols., el desgaste generado fue de 142,87 μm , luego de 10 aplicaciones de 5 segundos cada una, para un total de 50 segundos¹⁷. Rodrigues y cols., encontraron que para una aplicación de 60 segundos el desgaste generado fue de $27.65 \pm 6.57 \mu\text{m}^{14}$. Este resultado es similar al del presente en el grupo que se incluyó la glicerina como vehículo de la mezcla de ácido fosfórico y piedra pómez, con una media de desgaste de $27,95 \pm 4,03 \mu\text{m}$ (que a su vez es cercana a las reportadas para el Opalustre®).

Al comparar los grupos de ácido fosfórico+piedrapómez+glicerina ($27,95 \pm 4,03 \mu\text{m}$) versus el grupo de ácido fosfórico+piedra pómez ($12,6 \pm 1,87 \mu\text{m}$), se puede pensar que el grupo con glicerina evita que el ácido sea neutralizado generando un mayor desgaste. Sin embargo, no se encontraron estudios similares que concuerden con estos resultados, por lo que se recomienda realizar nuevos trabajos con esta mezcla que pudiera ser una alternativa de bajo costo y menor riesgo, frente a las pastas basadas en ácido clorhídrico.

substances for microabrasion¹³⁻¹⁶. Sundfeld et al., Showed that in extracted teeth treated with Opalustre®, making 1 to 10 applications for 1 minute on each tooth, wear from 25 to 200 μm^{14} could be generated, while Rodrigues et al. Found that for a 60 second application generated wear of $26.96 \pm 5.70 \mu\text{m}^{14}$. In the present work, by applying Opalustre® with a rubber cup, at a pressure of 150g for a period of 30 seconds, wear was achieved between $22.1 \pm 5.11 \mu\text{m}$, it was estimated that under similar conditions a Maximum of 10 applications.

With the mixture of phosphoric acid and pumice stone, an immediate reaction was observed, with different values of enamel wear being reported in the literature, due to methodological variability. In the work carried out by Mendes et al., The wear generated was 142.87 μm , after 10 applications of 5 seconds each, for a total of 50 seconds¹⁷. Rodrigues et al., Found that for a 60-second application the wear generated was $27.65 \pm 6.57 \mu\text{m}^{14}$. This result is similar to that present in the group that included glycerin as a vehicle for the mixture of phosphoric acid and pumice, with an average wear of $27.95 \pm 4.03 \mu\text{m}$ (which in turn is close to those reported for Opalustre®).

When comparing the phosphoric acid +pumice+glycerin ($27.95 \pm 4.03 \mu\text{m}$) groups versus the phosphoric acid + pumice ($12.6 \pm 1.87 \mu\text{m}$) group, it can be thought that the glycerin group avoids that the acid is neutralized generating greater wear. However, no similar studies were found that match these results, so it is recommended to perform new work with this mixture that could be a low cost and lower risk alternative, compared to hydrochloric acid based pastes.





El uso de técnicas de remoción de manchas con fresas de grano fino es descrito como un acompañamiento a la microabrasión y se utilizan cuando las manchas presentes se encuentran a una mayor profundidad¹⁸. En la presente investigación estos son los grupos con los mayores niveles de desgaste generado, $44,89 \pm 13,74 \mu\text{m}$ para las fresas de halo blanco, y $122,66 \pm 22,64 \mu\text{m}$ para la fresa de halo amarillo.

El uso de discos de pulido, Sof-Lex®, de color amarillo y amarillo + amarillo claro, permitió evidenciar un desgaste de $19,6 \mu\text{m}$, éste debe tenerse presente, debido a que este tipo de tratamiento es usualmente utilizado al finalizar cualquier técnica de microabrasión con el objetivo de refinar el esmalte, generando un desgaste complementario.

El desgaste con el uso de aire abrasivo (arenado) puede variar los resultados dependiendo del tamaño de partícula utilizada, la presión de aire, el diámetro de la boquilla y la distancia entre la boquilla y la superficie dental¹². En el estudio realizado por Lambrechts y cols., se menciona que el tratamiento con aire abrasivo sobre la superficie dental vestibular puede generar desgastes hasta de $595 \mu\text{m}$ en los puntos de mayor profundidad¹². Sin embargo, no menciona las condiciones bajo las cuales se realiza el tratamiento (tiempo, presión de aire, etc.). En la presente investigación utilizando como partícula óxido de aluminio de $50 \mu\text{m}$ a una distancia de 5mm, con una presión de aire de 35 libras durante 30 segundos, se obtuvo un desgaste medio de $15,3 \mu\text{m}$.

El sistema de puntas ultrasónicas no ha sido muy estudiado en lo referente a microabrasión, sin embargo, los resultados de este estudio, lo muestran como otra opción generando un desgaste medio de $27,64 \pm 6,50 \mu\text{m}$, durante 30 segundos.

Teniendo como referencia el rango recomendado para la técnica de microabrasión ($250\text{-}300 \mu\text{m}$) y las condiciones del presente trabajo, se pueden sugerir diferentes pro-

The use of stain removal techniques with fine grain strawberries is described as an accompaniment to microabrasion and they are used when the stains present are at a greater depth¹⁸. In the present investigation these are the groups with the highest levels of wear generated, $44.89 \pm 13.74 \mu\text{m}$ for white halo strawberries, and $122.66 \pm 22.64 \mu\text{m}$ for yellow halo strawberry.

The use of polishing discs, Sof-Lex®, yellow and yellow + light yellow, allowed to show a wear of $19.6 \mu\text{m}$, this should be taken into account, because this type of treatment is usually used at the end of any microabrasion technique with the aim of refining the enamel, generating complementary wear.

Wear with the use of abrasive air (sandblasting) can vary the results depending on the particle size used, the air pressure, the diameter of the nozzle and the distance between the nozzle and the dental surface¹². In the study conducted by Lambrechts et al., It is mentioned that treatment with abrasive air on the vestibular dental surface can generate wear of up to $595 \mu\text{m}$ at the deepest points¹². However, it does not mention the conditions under which the treatment is performed (time, air pressure, etc.). In the present investigation using $50 \mu\text{m}$ aluminum oxide as a particle at a distance of 5mm, with an air pressure of 35 pounds for 30 seconds, an average wear of $15.3 \mu\text{m}$ was obtained.

The ultrasonic tip system has not been very studied in terms of microabrasion, however, the results of this study, show it as another option generating an average wear of $27.64 \pm 6.50 \mu\text{m}$, for 30 seconds.

Having as reference the recommended range for the microabrasion technique ($250\text{-}300 \mu\text{m}$) and the conditions of the present work, different protocols can be





tos, así por ejemplo, la abrasión con fresas de grano fino, puede tomar hasta 2 sesiones de 30 segundos, para las fresas ultrafinas hasta 6 sesiones de 30 segundos, para las pastas basadas en ácido clorhídrico y la mezcla de ácido fosfórico con pomez y glicerina empleados en este estudio, hasta 10 aplicaciones de 30 segundos y para los demás métodos hasta 20 aplicaciones de 30 segundos.

Conclusiones

Teniendo presente las limitaciones del presente estudio, se puede concluir que: El rango de desgaste de esmalte estuvo entre los 11 y 122 micrones en aplicaciones de 30 segundos. El grupo de mayor microabrasión en esmalte fue el de las fresas finas y el de menor microabrasión fue el de arenado.

Conflicto de Intereses

Las autoras declaran no tener conflicto de interés en la presentación de datos, elaboración y publicación del presente artículo.

Bibliografía

1. McCloskey, RJ. A technique for removal of fluorosis stains. *The Journal of the American Dental Association*. 1984; 109(1), 63-64.
2. Álvarez M, Quiroz K, Rodríguez V, Castelo RM. Dental microabrasión en niños: Una alternativa estética. *Odontol. Sanmarquina*. 2009; 12(2): 86-89
3. Croll TP, Cavanaugh R. Enamel color modification by controlled hydrochloric acid and pumice abrasion. *Quintessence Int*. 1986; 7 (2): 26-28.
4. Mondelli J, Mondelli RFL, Bastos MT, Franco EB. Microabrasão com ácido fosfórico. *Rev. bras. de Odontol*. 1995; 52(3): 20-22.
5. Meireles SS, Andre Dde A, Leida FL, Bocangel JS, Demarco FF. Surface roughness and enamel loss with two microabrasion techniques. *J Contemp Dent Pract*. 2009;10:58-65.
6. Bertacci A, Lucchese A, Taddei P, Gherlone EF, Chersoni S. Enamel structural changes induced by hydrochloric and phosphoric acid treatment. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2014;12(3):240-247.
7. Ardu S, Benbachir, Sttavridakis M, Dietshi D, Krejci, Feilzer. A combined chemo-mechanical approach for aesthetic management of superficial enamel defects. *A British Dental Journal*. 2009;206(4): 205-208.
8. Tong LSM, Pang MKM, Mok NYC, King NM, Wei SHY. The effects of etching, micro-abrasion, and bleaching of surface enamel. *Journal of Dental Restoration*. 1993;72(1):67-71.
9. Agudelo LJ. Efecto de dos sistemas de microabrasión en el espesor del esmalte dental. [Tesis]. Bogotá: Universidad Nacional de Colombia. 2017.
10. van Wavere Hogervorst WL, Feilzer AJ, Prahl-Andersen B. The air-abrasion technique versus the conventional acid-etching technique: A quantification of surface enamel loss and a comparison of shear bond strength. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2000;117(1):20-6.
11. Pini NIP, Costa R, Bertoldo CE, Aguiar FH, Lovadino JR, D Alves. Enamel morphology after microabrasion with experimental compounds. *Contemp Clin Dent*. 2015;6(2):170-175.
12. Lambrechts P, Mattar D, De Muck J, Bergmans L, Peumans M, Vanherle G, Van Merrbeeck B. Air-abrasion enamel microsurgery to treat enamel white spot lesions of traumatic origin. *Masters of esthetic dentistry*. 2002. 14 (3) 167-187.
13. Sundfeld RH, Briso ALF, Mauro SJ. Smile recovery. IV. External whitening of traumatized teeth. *J Bras Clin Estet Odontol* 2000;5:29-35.

suggested, for example, abrasion with fine grain strawberries, it can take up to 2 sessions of 30 seconds, for ultra-fine strawberries up to 6 sessions of 30 seconds, for pastes based on hydrochloric acid and the mixture of phosphoric acid with pumice and glycerin used in this study, up to 10 applications of 30 seconds and for the other methods up to 20 applications of 30 seconds.

Conclusions

With the limitations of the present study in mind, it can be concluded that: The enamel wear range was between 11 and 122 microns in 30-second applications. The group with the highest microabrasion in enamel was that of fine strawberries and the group with the lowest microabrasion was sand-blasting.

Interests conflict

The authors declare no conflict of interest in the presentation of data, preparation and publication of this article.





14. Rodrigues MC, Mondelli RFL, Oliveira GU, Franco EB, Baseggio W, Wang L. Minimal alterations on the enamel surface by micro-abrasion: in vitro roughness and wear assessments. *J. Appl. Oral Sci.* [Internet]. 2013. [cited 2018 Oct 20]; 21 (2): 112-117.
15. Paic M, Sener B, Schug J, Schmidlin PR. Effects of microabrasion on substance loss, surface roughness, and colorimetric changes on enamel in vitro. *Quintessence International.* 39 (6): 517-522.
16. Bertoldo C, Lima D, Fragoso L, Ambrosano G, Aguiar F, Lovadino J. Evaluation of the effect of different methods of microabrasion and polishing on surface roughness of dental enamel. *Indian J Dent Res.* 2014 May-Jun;25(3):290-3
17. Mendes RF, Mondelli J, Freitas CA. Avaliação da quantidade de desgaste do esmalte dentário submetido à microabrasão. *Rev Facul Odont Bauru.* 1999;7:6
18. Sundfeld RH, Croll TP, Fraga AL, Sversut De Alexandre R, Neto DS. Considerations about enamel microabrasion after 18 years. *American Journal of Dentistry.* 2007. 20:67-72



Juan, Calvo; <https://orcid.org/0000-0001-5856-558X>

Lina, Arango; <https://orcid.org/0000-0001-9581-2930>



RECONOCIMIENTO-NOCOMERCIAL-COMPARTIRIGUAL

CC BY-NC-SA

ESTA LICENCIA PERMITE A OTROS ENTREMEXCLAR, AJUSTAR Y CONSTRUIR A PARTIR DE SU OBRA CON FINES NO COMERCIALES, SIEMPRE Y CUANDO LE RECONOZCAN LA AUTORÍA Y SUS NUEVAS CREACIONES ESTÉN BAJO UNA LICENCIA CON LOS MISMOS TÉRMINOS



DOI: 10.29166/odontologia.vol21.n2.2019-67-85

URL: <http://revistadigital.uce.edu.ec/index.php/odontologia/article/view/2061>



ODONTOLOGÍA

ARTÍCULO CIENTÍFICO

Microfiltración marginal en incrustaciones de cerómero tipo table top cementadas con cementos resinosos: autograbantes, universales y resina termoplastificada

Margin microfiltration in cerometer incrustations type table top cemented with resin cements: self-recruiters, universal and thermoplastified resin

Microfiltração marginal em incrustações de cerómero tipo “table top” cimentadas com cimentos de resina: autoadesivos, universais e resina termoplastificada

Jennifer Gabriela Risco Tigua¹, Eddy Jhonny Álvarez Lalvay²

RECIBIDO: 18/12/2018 **ACEPTADO:** 29/03/2019 **PUBLICADO:** 01/07/2019

1. Estudiante de la Facultad de Odontología; Universidad Central del Ecuador; Quito, Ecuador.
2. Docente de la Facultad de Odontología; Universidad Central del Ecuador; Quito, Ecuador.

CORRESPONDENCIA

Eddy Jhonny Álvarez Lalvay
Universidad Central del Ecuador;
Facultad de Odontología

ejalvarez@uce.edu.ec

RESUMEN

Luego del procedimiento de cementación de incrustaciones de cerómero puede presentarse microfiliación en la interfase diente-restauración, el gap en la interfase puede ser influenciado por las características del agente cementante y el proceso de cementación. **Objetivo:** Evaluar la microfiliación en incrustaciones de cerómero tipo table top cementadas con tres diferentes cementos. **Materiales y métodos:** En 36 terceros molares divididos en 3 grupos (n= 12), se realizaron preparaciones estandarizadas tipo table top y se fabricaron incrustaciones con CERAMAGE® (SHOFU, Japón) que fueron cementadas con 3 biomateriales diferentes, Grupo A: cemento de autograbado RelyX® U200 (3M). Grupo B: cemento universal RelyX Ultimate® (3M, USA). Grupo C: resina termo plastificada a 55°C Enamel Plus HRI® (Micerium). Cada muestra se sometió a termociclado (3300 ciclos) y se colocaron en una solución de azul de metileno durante 24 horas. Para el análisis se realizó un corte longitudinal en la zona media en sentido meso-distal de las muestras y se evaluó la microfiliación marginal en la cara mesial y distal con la ayuda de un estereo microscopio Olympus. Los resultados se almacenaron en una base de datos en Excel, posteriormente los valores experimentales se archivaron y fueron codificados utilizando el software BioEstat (Brasil). El análisis se realizó mediante la prueba no paramétrica de Kruskal Wallis, con una significancia del 95%. **Resultados:** La resina termo plastificada presentó los valores más bajos en el grado de microfiliación con una media de 0,4mm; con el cemento universal se obtuvo los valores más altos con una media de 1,33 mm, que no fue significativa en relación al cemento de autograbado que tuvo una media de 0,88 mm. **Conclusiones:** Se logró determinar que en restauraciones tipo table top el grado de microfiliación fue menor cuando se cementaron con resina termo plastificada (p= <0,05) con una diferencia estadísticamente significativa respecto a los otros cementos. No existió diferencia en la microfiliación entre los cementos de resina de autograbado en relación al cemento de resina universal.

Palabras clave: Incrustaciones; adaptación marginal; filtración dental; cementos de resina; cementación.

ABSTRACT

After the process of cementation of cerometer encrustations, microfiltration can occur in the tooth-restoration interface, the gap in the interface can be influenced by the characteristics of the cementing agent and the cementation process. **Objective:** To evaluate the microfiltration in inlays of ceramics type table top cemented with three different cements. **Materials and methods:** In 36 third molars divided into 3 groups (n = 12), standardized table top preparations were made and inlays made with CERAMAGE® (SHOFU, Japan) that were cemented with 3 different biomaterials, Group A: cement RelyX® U200 self-etch (3M). Group B: RelyX Ultimate® universal cement (3M, USA). Group C: thermoplastic resin at 55°C. Each sample was subjected to thermocycling (3300 cycles) and placed in a solution of methylene blue for 24 hours. For the analysis, a longitudinal cutting was made in the middle area in the meso-distal direction of the samples and the marginal microfiltration on the mesial and distal side was evaluated with the help of an Olympus stereo microscope. The results were stored in a database in Excel, then the experimental values were archived and coded using the BioEstat software (Brazil). The analysis was performed using the non-parametric Kruskal Wallis test, with a significance of 95%. **Results:** The thermoplastic resin had the lowest values in the degree of microfiltration with an average of 0.4mm; with the universal cement the highest values were obtained with an average of 1.33mm, which was not significant in relation to the self-etched cement that had an average of 0.88mm. **Conclusions:** It was possible to determine that in table type restorations the degree of microfiltration was lower when they were cemented with thermoplasticized resin (p = <0.05) with a statistically significant difference with respect to the other cements. There was no difference in microfiltration between self-etched resin cements in relation to universal resin cement.

Keywords: Dental inlays; marginal adaptation; dental filtration; resin cements; cementation.

RESUMO

Após o processo de cimentação das incrustações de cerômero, pode ocorrer microfilição na interface dente-restauração, o espaço na interface pode ser influenciado pelas características do agente cimentante e do processo de cimentação. **Objetivo:** Avaliar a microfilição em incrustações tipo "table top" de cerômero cimentada com três cimentos diferentes. **Materiais e métodos:** Em 36 terceiros molares divididos em 3 grupos (n = 12), foram preparadas restaurações padronizadas tipo "table top", após, incrustações foram confeccionadas com CERAMAGE® (SHOFU, Japão) e cimentadas com 3 biomateriais diferentes, Grupo A: cimento Autocondicionante RelyX® U200 (3M). Grupo B: cimento universal RelyX Ultimate® (3M, EUA). Grupo C: Resina termoplástica Enamel Plus HRI® 55°C (Micerium). Cada espécime foi submetido a termociclagem (3300 ciclos) e colocado em uma solução de azul de metileno por 24 horas. Para a análise, foi feita uma seção longitudinal na área do meio na direção meso-distal das amostras e avaliada a microfilição marginal em mesial e distal com a ajuda de um estereo microscópio Olympus. Os resultados foram armazenados em um banco de dados em Excel, e os valores experimentais foram arquivados e codificados no software BioEstat (Brasil). A análise foi realizada pelo teste não paramétrico de Kruskal Wallis, com significância de 95%. **Resultados:** A resina termoplástica apresentou os menores valores no grau de microfilição com média de 0,4mm; com o cimento universal, os valores mais altos foram obtidos com média de 1,33mm, o que não foi significativo em relação ao cimento autocondicionado, com média de 0,88mm. **Conclusões:** Foi possível determinar que nas restaurações tipo "table top" o grau de microfilição foi menor quando cimentadas com resina termoplástica (p = <0,05), com diferença estatisticamente significativa em relação aos demais cimentos. Não houve diferença na microfilição entre os cimentos resinosos autocondicionantes em relação ao cimento resinoso universal.

Palavras-chave: Incrustações; adaptação marginal; infiltração dentária; cimentos resinosos; cimentação.



Introducción

La técnica de restauración indirecta se refiere a la fabricación de la restauración fuera de la cavidad oral en el laboratorio, después de lo cual se coloca en el diente con algún agente cementante; permite además de la fotopolimerización convencional, la utilización de calor (140°C), presión (0,6 MPa durante 10 min) y atmósfera de nitrógeno; mejorando las propiedades físicas, además se alcanza un mayor grado de polimerización y la contracción de polimerización no se produce en el diente preparado, por lo que se reducen las tensiones¹.

Sin embargo, existen complicaciones; en este sentido, la microfiltración tiene principal relevancia porque puede determinar el fracaso del procedimiento debido a un sellado inapropiado, son responsables de la sensibilidad postoperatoria, la degradación de la capa híbrida, la tinción marginal, la infiltración de bacterias y del fluido oral, que pueden conducir a caries secundaria. La microfiltración es un fenómeno dinámico que permite que bacterias, fluidos, moléculas y iones pasen a través de la interfaz de la restauración y las paredes de la cavidad; sin embargo, en algunos casos, no es clínicamente obvio.

Existen varios tipos de cemento de resina para cementar una restauración indirecta; difieren en el tratamiento de la superficie del diente antes de la aplicación del cemento. Autores como Bucheli & Mena, 2017², recomiendan el uso de resinas termo-plasticadas como agentes cementantes en restauraciones indirectas; sin embargo, los cementos autoadhesivos han atraído el interés porque no requieren ningún tratamiento previo de la superficie de la dentina y son fáciles de usar.

Se ha expuesto que las muestras que poseen menor microfiltración marginal son las cementadas con resina precalentada². Sin embargo, otros estudios demostraron que cementos de resina proporcionan una buena integridad marginal, especialmente en

Introduction

The indirect restoration technique refers to the manufacture of the restoration outside the oral cavity in the laboratory, after which it is placed on the tooth some cementing agent; in addition, it allows conventional photopolymerization, the use of heat (140°C), pressure (0.6 MPa for 10 min) and nitrogen atmosphere; improving the physical properties, in addition a greater degree of polymerization is achieved and the polymerization contraction does not occur in the prepared tooth, so the strain is reduced¹.

However, there are complications; In this sense, microfiltration is of major relevance because it can determine the failure of the procedure due to improper sealing, they are responsible for postoperative sensitivity, degradation of the hybrid layer, marginal staining, infiltration of bacteria and oral fluid, which can lead to secondary caries. Microfiltration is a dynamic phenomenon that allows bacteria, fluids, molecules and ions to pass through the interface of the restoration and the walls of the cavity; however, in some cases, it is not clinically obvious.

There are several types of resin to cement an indirect restoration; they differ in the treatment of the tooth surface before the application of cement. Authors such as Bucheli & Mena, 2017², recommend the use of thermo-plasticized resins as cementing agents in indirect restorations; However, self-adhesive cements have attracted interest because they do not require any prior treatment of the dentin surface and are easy to use.

It has been stated that the samples that have the lowest marginal microfiltration are those cemented with preheated resin². however, other studies showed that resin cements provide good marginal integrity, especially in the occlusal margins, where





los márgenes oclusales, donde la adhesión se mejora por la presencia de un mayor espesor del esmalte³. Los conceptos de adhesión y cementación no fueron diseñados exclusivamente para restauraciones adhesivas y no se han establecido protocolos que determinen cuál es el cemento que funciona mejor para restauraciones indirectas.

Según Corts & cols., 2013⁴, las restauraciones oclusales tipo Table Top u overlays, son restauraciones indirectas indicadas para restaurar pérdidas de tejidos duros dentarios, fundamentalmente debidas a distintos tipos de lesiones no cariosas. Recomiendan para estos casos, que el espesor de las restauraciones sea como mínimo de 1,5 mm.

Las restauraciones de materiales de resina, colocados indirectamente, exhiben un desempeño clínico aceptable a largo plazo cuando se necesita la rehabilitación de los dientes posteriores. Sin embargo, se presentan fallas luego de la cementación y la selección del mejor protocolo de tratamiento sigue siendo subjetiva. Los estudios disponibles y su síntesis no pueden proporcionar evidencia confiable en este campo. Por este motivo, el presente estudio buscó determinar con que agente cementante disminuye el grado de microfiltración que se produce al cementar las incrustaciones de cerámico tipo table top.

Materiales y métodos

El presente estudio experimental, aleatorio in vitro fue aprobado por el Subcomité de Ética de Investigación de la Universidad Central del Ecuador (SEISH-UCE). La parte experimental fue realizada en los laboratorios de la Facultad de Odontología de la Universidad Central del Ecuador.

Se utilizaron 36 terceros molares humanos intactos, extraídos por indicación terapéutica, que se desinfectaron con solución de hipoclorito de sodio al 10% y se mantuvieron en solución salina a 37°C hasta el momento del experimento. Las piezas dentales se montaron en probetas de acrílico de tal

adhesion is enhanced by the presence of a greater thickness of the enamel³. The concepts of adhesion and cementation were not designed exclusively for adhesive restorations and no protocols have been established that determine which cement works best for indirect restorations.

According to Corts & cols., 2013⁴, Table Top occlusal restorations or overlays, are indirect restorations indicated to restore losses of dental hard tissues, mainly due to different types of non-carious lesions. In these cases, they recommend that the thickness of the restorations be at least 1.5 mm.

Restorations of resin materials placed indirectly, exhibit acceptable long-term clinical performance when rehabilitation of the posterior teeth is needed. However, failures occur after cementation and the selection of the best treatment protocol remains subjective. The available studies and their synthesis cannot provide reliable evidence in this field. For this reason, the present study sought to determine with which cementing agent decreases the degree of microfiltration that occurs when cementing the inlays of table top type ceromer.

Materials y methods

This experimental, randomized in vitro study was approved by the Research Ethics Subcommittee of the Central University of Ecuador (SEISH-UCE). The experimental part was carried out in the laboratories of the Faculty of Dentistry of the Central University of Ecuador.

36 intact human third molars were used, extracted by therapeutic indication, which were disinfected with 10% sodium hypochlorite solution and kept in saline at 37°C until the time of the experiment. The dental pieces were mounted on acrylic specimens so that the coronary portion is expo-





forma que la porción coronaria quede expuesta y se prepararon a partir de matrices de silicona con pasta de silicona de adición Zhermak® (Italia), para guiar la preparación y el desgaste oclusal. Todas las piezas se prepararon estandarizadamente para recibir incrustaciones tipo table top⁴.

Para el tallado de las piezas dentales, con la guía de matrices con silicona para estandarizar el procedimiento de desgaste (**figura 1**), se preparó la superficie oclusal de cada diente usando una pieza de mano de alta velocidad (NSK, Japón) entre 100.000 y 500.000 rpm con spray de aire-agua y se usaron fresas de diamante tipo troncocónicos de extremo redondo de 1.5 mm, de grano grueso (ISO544) que se cambiaron cada 5 preparaciones.

sed and prepared from silicone matrices with Zhermak® addition silicone paste (Italy), to guide the preparation and occlusal wear. All the pieces were prepared standardized to receive table top type inlays⁴.

For the carving of the dental pieces, with the guide of matrices with silicone to standardize the procedure of wear (**figure 1**), the occlusal surface of each tooth was prepared using a high-speed hand piece (NSK, Japan) between 100,000 and 500,000 rpm with air-water spray and 1.5 mm round-cut, truncated cone-shaped diamond milling cutters (ISO544) were used and changed every 5 preparations.

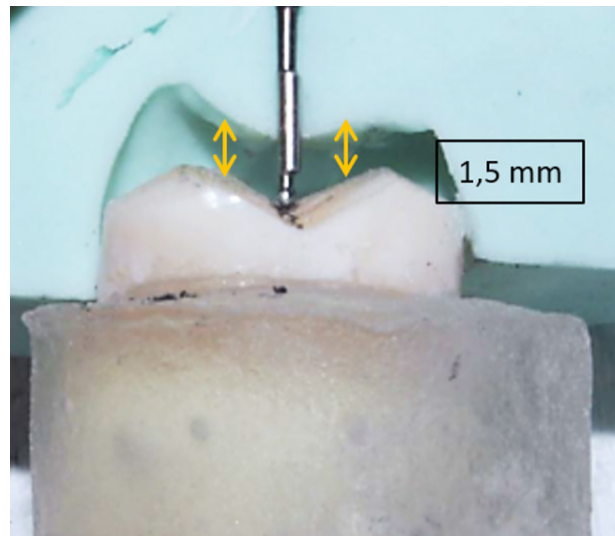


Figura 1. Guía de silicona utilizada como guía de desgaste (1,5 mm); Silicone guide used as a wear guide (1.5 mm).

La conformación de tallado de la caja oclusal se realizó desgastando 1,5 mm, manteniendo la morfología de las cúspides (**figura 1**), después de la preparación el acabado se realizó con discos Sof-Lex® (3M), se redondeó todas las aristas y se obtuvo una superficie lisa (**figura 2**).

The conformation of the occlusal box was carved out by wearing 1.5 mm, maintaining the morphology of the cusps (**figure 1**), After preparation, the finishing was done with Sof-Lex® (3M) discs, all edges were rounded and a smooth surface was obtained (**figure 2**).



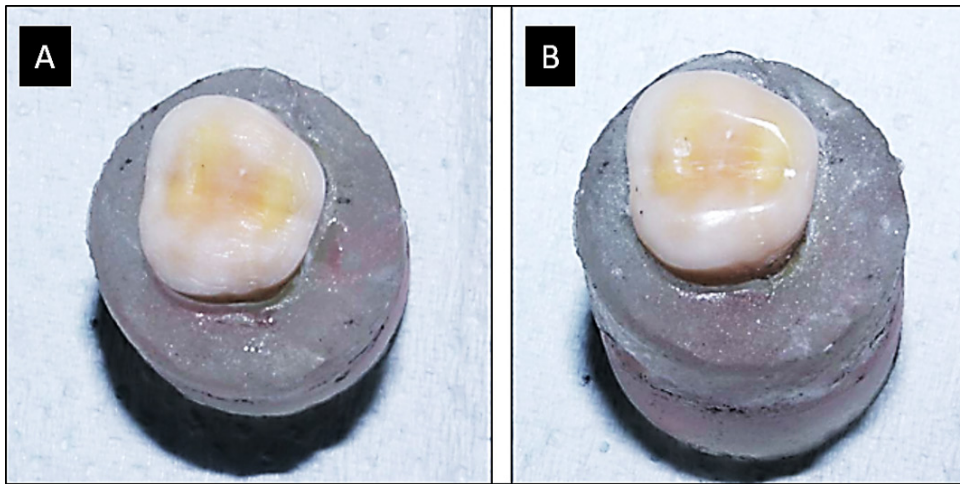


Figura 2. Preparación y alisado de la cavidad; Preparation and smoothing of the cavity.

Después de la preparación se utilizó matrices de silicona transparente Elite Glass Zhermak® (Italia) que se confeccionaron conjuntamente con las matrices para tallado, este tipo de silicona de adición es específica para la creación de matrices transparentes para reconstrucciones estéticas en composites fotopolimerizables, con técnica directa o indirecta.

After preparation, Elite Glass Zhermak® transparent silicone matrices (Italy) were used which were made together with the carving matrices, this type of addition silicone is specific for the creation of transparent matrices for aesthetic reconstructions in photopolymerizable composites, with direct or indirect technique.

Las incrustaciones se confeccionaron con CERAMAGE® (SHOFU, Japón) directamente sobre las muestras, previamente se colocó aislante y se agregó la resina con la ayuda de la matriz. Se fotocuró en la cámara de fotocurado SolidiliteV® (SHOFU, Japón) según las instrucciones del fabricante por 5 minutos. Las incrustaciones fueron pulidas y calibradas a 1.5 mm (figura 3).

The inlays were made with CERAMAGE® (SHOFU, Japan) directly on the samples, previously insulating was put and the resin was added with the help of the matrix. It was photocured in the SolidiliteV® curing chamber (SHOFU, Japan) according to the manufacturer's instructions for 5 minutes. The inlays were polished and calibrated to 1.5 mm (figure 3).



Figura 3. Proceso de fotocurado de CERAMAGE® (izquierda y centro). Calibración a 1.5 mm (derecha); CERAMAGE® photo curing process (left and center). 1.5 mm calibration (right).



Todas las muestras se almacenaron en cajas herméticas y se mantuvieron a 37°C por 24 horas. Previo al experimento, las incrustaciones fueron arenadas (Microetcher, EE. UU.) con óxido de aluminio (Ortho Technology) de 50 micras por 15 segundos, a 2 cm de distancia, perpendicular a la incrustación y a 2.8 bares de presión, luego se regaron con agua y se secaron al aire.

Posteriormente, la población de estudio se dividió de manera aleatoria en 3 grupos (n=12), y se procedió a cementar aleatoriamente con los 3 cementos del experimento, siguiendo las indicaciones del fabricante. Aleatoriamente se escogieron 3 muestras en cada proceso de cementado, alternando la colocación de un cemento diferente.

Grupo A: La superficie de los dientes fue desinfectada con una solución de hipoclorito de sodio al 0,5% y se lavó por 10 segundos, se secó con aplicación de aire y luego se aplicó ácido orto fosfórico al 37% Scotchbond® (3M, USA), por 15 segundos en esmalte, se lavó por 30 segundos, secando con toallas de papel absorbentes. Cada incrustación se grabó con ácido ortofosfórico al 37% Scotchbond® (3M, USA), por 1 minuto, se lavó por 30 segundos, a continuación se secaron con aire por 10 segundos y finalmente se cementó utilizando un cemento autograbante RelyX® U200 (3M, USA), el cual fue mezclado de forma manual en un block de papel encerado, con una espátula plástica, la pasta se esparció en la incrustación para posteriormente asentar sobre la pieza dental y se fijó con presión manual para asentar la incrustación en su posición correcta, se retiraron excesos y después de 5 minutos se colocó glicerina en la interfase de cementación para luego fotopolimerizar utilizando una lámpara de Luz Led marca Valo® (Ultradent, USA) con una potencia estándar de 1000 Mw/cm² por 20 segundos.

Grupo B: La superficie de los dientes fue desinfectada con una solución de hipoclorito de sodio al 0,5%, se lavó por 10 segun-

All samples were stored in airtight boxes and kept at 37°C for 24 hours. Prior to the experiment, the inlays were sandblasted (Microetcher, USA) with aluminum oxide (Ortho Technology) of 50 microns for 15 seconds, 2 cm away, perpendicular to the inlay and 2.8 bar pressure, then irrigated with water and air dried.

Subsequently, the study population was randomly divided into 3 groups (n= 12), and randomly cemented with the 3 cements of the experiment, following the manufacturer's instructions. Randomly, 3 samples were chosen in each cementing process, alternating the placement of a different cement.

Group A: The surface of the teeth was disinfected with 0.5% sodium hypochlorite solution and washed for 10 seconds; it was dried with air application and then ortho phosphoric acid at 37% Scotchbond® (3M, USA) was applied, for 15 seconds in enamel, washed for 30 seconds, drying with absorbent paper towels. Each inlay was etched with 37% Scotchbond® orthophosphoric acid (3M, USA), for 1 minute, washed for 30 seconds, then air dried for 10 seconds and finally cemented using a self-etching RelyX® U200 cement (3M, USA), which was mixed manually in a block of waxed paper, with a plastic spatula, the paste was spread in the inlay to later settle on the tooth and was fixed with manual pressure to settle the incrustation in the correct position; excesses were removed and after 5 minutes glycerin was placed in the cementation interface and then light-cured using a Valo® brand Led Light Lamp (Ultradent, USA) with a standard power of 1000 Mw / cm² for 20 seconds.

Group B: The surface of the teeth was disinfected with a 0.5% sodium hypochlorite solution, washed for 10 seconds, dried with air application and then for 15 seconds in





dos, se secó con aplicación de aire y luego por 15 segundos en esmalte y 10 segundos en dentina se aplicó ácido orto fosfórico al 37% Scotchbond® (3M, USA), se lavó por 30 segundos, secando con toallas de papel absorbente. A continuación, se colocó adhesivo Singlebond® Universal (3M, USA), el cual frotamos por 20 segundos con la ayuda de un microbrush, con un chorro de aire se secó por 5 segundos y se continuó con la fotopolimerización utilizando una lámpara de Luz Led marca Valo® (Ultradent, USA) con una potencia estándar de 1000 Mw/cm² por 20 segundos. Cada incrustación se grabó con ácido ortofosfórico al 37% Scotchbond® (3M, USA), por 1 minuto, se lavó por 30 segundos, y se secó con aire por 10 segundos; se continuó con la aplicación de adhesivo Singlebond® Universal (3M, USA) y se secó con un chorro de aire por 5 segundos sin fotopolimerización. Finalmente se procedió a cementar utilizando un cemento universal RelyX Ultimate® (3M, USA), fue mezclado de forma manual en un block de papel encerado, con una espátula plástica, la pasta se esparció en la incrustación para posteriormente asentar sobre la pieza dental y se fijó con presión manual para asentar la incrustación en su posición correcta, se retiraron excesos y después de 5 minutos se colocó glicerina en la interfase de cementación para luego fotopolimerizar utilizando una lámpara de Luz Led Valo® (Ultradent, USA) con una potencia estándar de 1000 Mw/cm² por 20 segundos.

Grupo C: El protocolo de acondicionamiento y adhesivo fue similar al grupo B, luego para cementar se utilizó resina Enamel Plus HRI® (Micerium, Italia) termoplasticada a 55°C durante 60 minutos (**figura 4A**); inmediatamente se retiraron los excesos, y se colocó glicerina en la interfase de cementación, para luego fotopolimerizar utilizando una lámpara de Luz Led Valo® (Ultradent, USA) con una potencia estándar de 1000 Mw/cm² por 20 segundos (**figura 4B**).

enamel and 10 seconds in dentin ortho phosphoric acid at 37% Scotchbond® (3M, USA) was applied, it was washed for 30 seconds, drying with absorbent paper towels. Next, Singlebond® Universal (3M, USA) adhesive was placed, which we rubbed for 20 seconds with the help of a microbrush, it was dried for 5 seconds with an air jet and photopolymerization was continued using a Led Light lamp brand Valo® (Ultradent, USA) with a standard power of 1000 Mw / cm² for 20 seconds. Each inlay was etched with orthophosphoric acid at 37% Scotchbond® (3M, USA) for 1 minute, washed for 30 seconds, and air dried for 10 seconds. The application of Singlebond® Universal adhesive (3M, USA) was continued and dried with an air jet for 5 seconds without photopolymerization. Finally it was cemented using a universal cement RelyX Ultimate® (3M, USA), it was mixed manually in a block of waxed paper, with a plastic spatula, the paste was spread in the inlay to later settle on the dental piece and it was fixed with manual pressure to settle the embedding in its correct position, excesses were removed and after 5 minutes glycerin was placed in the cementation interface and then light-cured using a Valo® Led Light Lamp (Ultradent, USA) with a standard power of 1000 Mw / cm² for 20 seconds.

Group C: The conditioning and adhesive protocol was similar to group B, then Enamel Plus HRI® resin (Micerium, Italy) thermoplasticized at 55°C for 60 minutes was used to cement (**figure 4A**); the excesses were immediately removed, and glycerin was placed at the cementation interface, then light-cured using a Valo® Led Light Lamp (Ultradent, USA) with a standard power of 1000 Mw / cm² for 20 seconds (**figure 4B**).





Figura 4. A: Termoplastificación a 55°. B: Polimerización con lámpara Valo® (Ultradent, USA); A: Thermoplastification at 55°. B: Polymerization with Valo® lamp (Ultradent, USA).

Todos los grupos fueron pulidos utilizando gomas siliconadas en orden decreciente, durante 30 segundos en ambos sentidos. Los tres grupos fueron sometidos a termociclado por 3300 ciclos, cada ciclo incluía 20 segundos en cada temperatura es decir a 5°C y 55°C, posteriormente se secaron las muestras y se procedió a colocar dos capas de esmalte transparente a 1 mm de distancia de la interfase de cementación. Por último, se colocó las muestras en una solución de azul de metileno al 2% durante 24 horas. A continuación, realizó un corte en sentido mesio-distal de las coronas con la ayuda de un micromotor a 40.000 rpm dotado de irrigación y un disco de diamante Dupla face total marca Sorensen (Canadá).

Para el proceso de observación de la microfiltración se utilizó un estéreo microscopio SZ51 (Olympus, japon), y una sonda periodontal Carolina del norte marca Hu-Friedy (USA) calibrada cada milímetro. Se realizaron 2 observaciones: en la porción mesial y distal de todas las muestras, obteniéndose 24 medidas por grupo.

Los datos se almacenaron en una base de

All groups were polished using silicone rubber in decreasing order, for 30 seconds in both directions. The three groups were subjected to thermocycling for 3300 cycles, each cycle included 20 seconds at each temperature, that is to say at 5°C and 55°C, the samples were subsequently dried and two layers of transparent enamel were placed 1 mm away from the cementation interface. Finally, the samples were placed in a 2% methylene blue solution for 24 hours. Next, a cut was made in the mesio-distal direction of the crowns with the help of a micromotor at 40,000 rpm equipped with irrigation and a diamond disc Dupla face total brand Sorensen (Canada).

A stereo microscope SZ51 (Olympus, Japan) and a North Carolina periodontal probe Hu-Friedy (USA) calibrated every millimeter were used for the microfiltration observation process. Two observations were made: in the mesial and distal portion of all samples, obtaining 24 measurements per group.

The data was stored in a database in Ex-



datos en Excel, posteriormente los valores experimentales se archivaron y fueron codificados utilizando el software BioEstat 5.3. La relación de los datos con la normalidad según el test de Shapiro Wilk no demostró una distribución homogénea ($p = <0.05$). El análisis estadístico se realizó mediante la prueba no paramétrica de Kruskal Wallis.

Resultados

En el Cuadro 1, se presenta la estadística descriptiva en la que se observan media, medianas y desviación estándar de los resultados. El análisis estadístico se realizó mediante la prueba de Kruskal-Wallis, con una significancia del 95% determinó la aceptación de la hipótesis alterna H_0 , en la que se determina que hay diferencias en la microfiltración de los grupos ($p = <0,05$).

cel, then the experimental values were archived and coded using the BioEstat 5.3 software. The relationship of the data with normality according to the Shapiro Wilk test did not show a homogeneous distribution ($p = <0.05$). Statistical analysis was performed using the non-parametric Kruskal Wallis test.

Results

Table 1 shows the descriptive statistics in which the mean, medians and standard deviation of the results are presented. The statistical analysis was performed using the Kruskal-Wallis test, with a significance of 95% it determined the acceptance of the alternative hypothesis H_0 , in which it is determined that there are differences in the microfiltration of the groups ($p = <0.05$).

Cuadro 1. Estadística descriptiva. Ag: cemento de autograbado; UN: cemento universal; TP: resina termoplastificada; **Descriptive statistics.** Ag: Self-etch cement; UN: universal cement; TP: thermoplastic resin.

Grupos / Groups	AG (n 24)	UN (n 24)	TP (n 24)	Kruskal Wallis
Media / Medium	0.88	1.33	0.4	
Desviación estándar / Standard deviation	±0.61	±0.55	±0.49	p= <0,0001
Mediana / Median	0.75	1.5	0.25	

Para establecer cuáles son las diferencias que existen entre los grupos se realizó la comparación de Dunn, prueba post hoc para comparaciones por pares con un nivel de significación estadística del 95%.

To establish what are the differences that exist between the groups, the Dunn comparison was carried out, a post hoc test for pairwise comparisons with a level of statistical significance of 95%.



Cuadro 2. Comparación por pares entre grupos. La cementación con resina termo plastificada presenta valores estadísticamente menores que los otros cementos con una significancia del 95%; Comparison between pairs between groups. Cementation with thermoplastic resin has statistically lower values than other cements with a significance of 95%.

Comparaciones (Método Dunn) / Comparisons (Method Dunn)		Diferencia Medias / Difference Stockings	Significancia / Significance < 0.0001
(p) Kruskal-Wallis =			
I	J	(I vs J)	
C. Autograbado	Universal	13.625	ns
	Termoplastificado	15	< 0,05
Universal	Termoplastificado	28.625	< 0,05

Mediante el análisis estadístico se logró determinar que el grado de microfiltración fue menor en el cemento de resina plastificada ($p = < 0,05$) con una diferencia estadísticamente significativa respecto a los otros cementos. No existió diferencia entre los cementos de resina de autograbado en relación al cemento de resina universal.

Discusión

Mediante el presente estudio se buscó valorar la microfiltración marginal en resinas tipo table top u overlays después de la cementación. La resina termo plastificada presentó los valores más bajos en el grado de microfiltración con una media de 0,4 mm; por el contrario, con el cemento universal se obtuvo los valores más altos con una media de 1,33 mm, que no fue significativa en relación al cemento de autograbado (0,88 mm). Mediante la observación por estereomicroscopio se logró determinar que en restauraciones tipo table top el grado de microfiltración fue menor cuando se cementaron con resina termo plastificada ($p = < 0,05$) con una diferencia estadísticamente significativa respecto a los otros cementos. No existió diferencia en la microfiltración entre los cementos de resina de autograbado en relación al cemento de resina universal.

By means of the statistical analysis it was possible to determine that the degree of microfiltration was lower in the plasticized resin cement ($p = < 0.05$) with a statistically significant difference with respect to the other cements. There was no difference between self-etch resin cements in relation to universal resin cement.

Discussion

Through this study, we sought to assess the marginal microfiltration in table top resins or overlays after cementation. The thermoplastic resin had the lowest values in the degree of microfiltration with an average of 0.4 mm; on the contrary, with the universal cement the highest values were obtained with an average of 1.33 mm, which was not significant in relation to the self-etch cement (0.88 mm). Through stereo microscope observation, it was possible to determine that in table top restorations the degree of microfiltration was lower when they were cemented with thermoplasticized resin ($p = < 0.05$) with a statistically significant difference with respect to the other cements. There was no difference in microfiltration between self-etched resin cements in relation to universal resin cement.



Varios autores coinciden en que la odontología restauradora moderna es sustancialmente adhesiva. La preservación del tejido dental sano, se ha convertido en una prioridad, inclusive desarrollándose técnicas y diseños de preparaciones ultraconservadoras, como el protocolo clínico estético (PIAR)⁵⁻⁶. En piezas posteriores, también se ha limitado el desgaste de los dientes gracias al desarrollo de nuevos materiales que permiten un tallado menos agresivo, en el desarrollo del presente estudio, se tomó en cuenta el diseño de la preparación y se estandarizó en 1,5 mm, de acuerdo a las características del material (CERAMAGE); sin embargo, hay reportes de éxito con espesores menores, pero no a largo plazo⁴.

De la misma forma, en otros estudios concluyeron que las carillas oclusales ultradelgadas posteriores de resina compuesta en CAD/CAM tuvieron una resistencia a la fatiga significativamente mayor a las de cerámica, recomendando su aplicación incluso en dientes posteriores de pacientes con altos requisitos de carga⁷⁻⁸, lo que corrobora el diseño tanto de la preparación y restauración, utilizadas en el presente estudio.

Las carillas oclusales ultrafinas representan una alternativa conservadora a las técnicas tradicionales, además permiten solo una reducción estratégica de la estructura dental sana o quizá ninguna preparación, los odontólogos deberían elegir de manera ideal, diseños planos y circunferenciales para mejorar el rendimiento clínico y longevidad, aunque también se describen otros diseños de preparaciones como: carillas oclusales con línea de hombro circunferencial o carillas oclusales con extensión intracoronal⁹⁻¹⁰; sin embargo, estudios en el 2018 recomiendan diseños de preparaciones como las aplicadas en este reporte, puesto que estas formas de preparación le permiten al técnico dental, fabricar una restauración bien ajustada y de espesor uniforme y así obtener una tasa de fractura y desunión muy baja^{1,11}.

Several authors agree that modern restorative dentistry is substantially adhesive. The preservation of healthy dental tissue has become a priority, including developing techniques and designs of ultraconservative preparations, such as the aesthetic clinical protocol (PIAR)⁵⁻⁶. In posterior pieces, the wear of the teeth has also been limited thanks to the development of new materials that allow a less aggressive carving, in the development of the present study, the design of the preparation was taken in account and was standardized in 1.5 mm, according to the characteristics of the material (CERAMAGE); however, there are reports of success with smaller thicknesses, but not in the long term⁴.

In the same way, in other studies they concluded that the posterior ultra-thin occlusal veneers of composite resin in CAD/CAM had a significantly greater fatigue resistance than those of ceramics, recommending its application even in the posterior teeth of patients with high load requirements⁷⁻⁸. Which corroborates the design of both the preparation and restoration, used in the present study.

Ultrafine occlusal veneers represent a conservative alternative to traditional techniques, they also allow only a strategic reduction of healthy dental structure or perhaps no preparation, dentists should ideally choose flat and circumferential designs to improve clinical performance and longevity, although other designs of preparations such as: occlusal veneers with circumferential shoulder line or occlusal veneers with intracoronal extension are also described⁹⁻¹⁰. However, studies in 2018 recommend designs of preparations such as those applied in this report, since these forms of preparation allow the dental technician to manufacture a well-adjusted and uniform thickness restoration and thus obtain a very low fracture and disunity rate^{1,11}.





En cuanto a su capacidad de carga máxima, se pueden aplicar carillas oclusales mínimamente invasivas hechas de materiales cerámicos, híbridos o poliméricos para corregir el desgaste oclusal de los dientes con dentina expuesta¹². Una evaluación del rendimiento clínico de restauraciones indirectas se realizó en el 2019 mediante examen clínico, radiografías intraorales y fotografías clínicas. La evaluación clínica general tuvo como objetivo confirmar la ausencia o la presencia de caries o fractura de la restauración, mientras que la calidad de la restauración se juzgó en fotografías intraorales. El estado de las restauraciones con respecto a los márgenes, la anatomía y el color se evaluó utilizando tres puntuaciones de calidad (A=ideal, B=satisfactorio, C=insuficiente). Durante este período de observación a mediano y largo plazo, no se informó ninguna falla clínica. Solo unas pocas restauraciones (principalmente las realizadas con nanohíbridos convencionales) presentaron una decoloración marginal discreta o un cambio en la anatomía oclusal debido al desgaste. Esta primera encuesta clínica con seguimiento a largo plazo respalda la aplicación de los conceptos clínicos antes mencionados, que hasta ahora solo han sido validados por estudios *in vitro*¹³.

Un estudio retrospectivo en el 2018, concluyó que la técnica con resina compuesta indirecta tiene una alta tasa de éxito a largo plazo, con una probabilidad de supervivencia a los 10 años del 81%. La probabilidad de supervivencia a 20 años varía de 44% a 75%. Las restauraciones supervivientes mostraron una excelente conservación de las características clínicas (color, decoloración marginal, adaptación marginal, forma anatómica, rugosidad de la superficie y caries secundarias). La baja incidencia de caries secundarias se asocia con un buen sello marginal que permanece inalterado durante el período de seguimiento¹⁴. Una de las limitaciones del presente estudio es la cantidad de ciclos en el proceso de envejecimiento; sin embargo, el objetivo era de-

As for its maximum load capacity, minimally invasive occlusal veneers made of ceramic, hybrid or polymeric materials can be applied to correct the occlusal wear of the teeth with exposed dentin¹². An evaluation of the clinical performance of indirect restorations was performed in 2019 by clinical examination, intraoral radiographs and clinical photographs. The general clinical evaluation aimed to confirm the absence or presence of caries or fracture of the restoration, while the quality of the restoration was judged in intraoral photographs. The status of restorations with respect to margins, anatomy and color was evaluated using three quality scores (A= ideal, B= satisfactory, C= insufficient). During this period of observation in the medium and long term, no clinical failure was reported. Only a few restorations (mainly those made with conventional nanohybrids) presented a discreet marginal discoloration or a change in occlusal anatomy due to wear. This first clinical survey with long-term follow-up supports the application of the aforementioned clinical concepts, which until now have only been validated by *in vitro* studies¹³.

A retrospective study in 2018, concluded that the indirect composite resin technique has a high long-term success rate, with a probability of survival at 10 years of 81%. The probability of survival at 20 years varies from 44% to 75%. Surviving restorations showed excellent preservation of clinical features (color, marginal discoloration, marginal adaptation, anatomical shape, surface roughness and secondary caries). The low incidence of secondary caries is associated with a good marginal seal that remains unchanged during the follow-up period¹⁴. One of the limitations of the present study is the number of cycles in the aging process; however, the objective was to determine microfiltration after cementation, without taking into account the longevity of the procedure; in



terminar la microfiltración luego del cementado, sin tomar en cuenta la longevidad del procedimiento; en otros estudios se evaluará la durabilidad del material.

Angeletakia & cols., 2016¹⁵; a través de una revisión sistemática y un metaanálisis estudiaron la importancia clínica de los materiales compuestos de resina, colocados directa o indirectamente, encontraron un rendimiento clínico prometedor a largo plazo cuando se necesita la rehabilitación de los dientes posteriores. Lo que avala el uso de resinas indirectas como material restaurador, que es una de las indicaciones del material utilizado en el estudio; concordando con otros estudios donde las incrustaciones indirectas de resina compuesta adhesiva mostraron resultados clínicos aceptables a largo plazo en términos de función, aunque las características de superficie y margen cambiaron con el tiempo¹⁶.

Milutinovic & cols., 2007¹⁷, en un estudio compararon varios tipos de cementos, concluyendo que el cemento compuesto a base de resina presenta la porosidad más baja y todos los poros identificados son más pequeños que 20 nm. Razón por la cual en la presente investigación se empleó como materiales de cementación, cementos a base de resina.

En una primera investigación realizada en el 2010 el cemento de resina autoadhesivo RelyX Unicem® (3M), mostró un comportamiento clínico aceptable después de dos años de servicio clínico. Parece claro que los materiales de resina están indicados en la cementación de incrustaciones con el material del estudio, que es muy utilizado en la clínica en la relación costo-beneficio con las porcelanas; el aporte de la presente investigación ayudará al clínico a escoger el material para cementación de restauraciones indirectas posteriores.

Según Peumans & cols., 2010^{18,19}, el grabado selectivo del esmalte antes de la fijación no tuvo influencia significativa sobre la integridad marginal, la integridad del dien-

other studies the durability of the material will be evaluated.

Angeletakia & cols., 2016¹⁵; Through a systematic review and meta-analysis, they studied the clinical importance of resin composites, placed directly or indirectly, found promising long-term clinical performance when rehabilitation of the posterior teeth is needed. It guarantees the use of indirect resins as restorative material, which is one of the indications of the material used in the study; concordant with other studies where indirect inlays of adhesive composite resin showed acceptable long-term clinical results in terms of function, although surface and margin characteristics changed over time¹⁶.

Milutinovic & cols., 2007¹⁷, in one study compared several types of cements, concluding that resin-based composite cement has the lowest porosity and all pores identified are smaller than 20 nm. So that in the present investigation it was used as cementing materials, resin-based cements.

In a first investigation carried out in 2010, RelyX Unicem® (3M) self-adhesive resin cement showed an acceptable clinical behavior after two years of clinical service. It seems clear that resin materials are indicated in the cementing of inlays with the study material, which is widely used in the clinic in the cost-benefit relationship with porcelains; the contribution of this research will help the clinician to choose the material for cementing subsequent indirect restorations.

According to Peumans & cols., 2010^{18,19}, selective etching of enamel before fixation had no significant influence on marginal integrity, tooth integrity, sensitivity or





te, la sensibilidad o las complicaciones de los dientes restaurados después de 24 meses. Posteriormente en el 2013 en una continuación de la primera investigación, concluyeron que el cemento autoadhesivo RelyX Unicem® puede recomendarse para la unión de inlays de cerámica. Después de 4 años, encontraron un deterioro evidente en la integridad marginal, ya que solo el 5% de las restauraciones exhibió una excelente adaptación marginal. En el 90% de las restauraciones se observaron deficiencias marginales pequeñas, todavía clínicamente aceptables. Estos resultados se podrían contrastar con el presente estudio, ya que el cemento de autograbado obtuvo niveles de microfiltración a nivel de esmalte, a pesar de haber realizado previamente un grabado selectivo del esmalte; aunque no estadísticamente superiores al de grabado total.

Melilli & cols., 2018³, evaluaron tres cementos: Calibra® (Dentsply), Relyx® Unicem (3M) y Charisma® Flow (Kulzer), encontraron la mayor microfiltración en la resina fluida, especialmente en los márgenes cervicales, sugieren que los autores abogan para que los cementos creados para cementar, se utilicen para dicho propósito. Estos resultados, contrastan con nuestro estudio que encontró menor filtración en el material de resina, en este caso termo plastificada, nuevos estudios deberán comparar estos dos materiales.

Es importante tener en cuenta que las fuerzas de unión varían entre cementos, pero los de grabado total generalmente proporcionan la mayor retención y los cementos autoadhesivos pueden proporcionar una fuerza de unión casi igual a los sistemas de autograbado, lo que concuerda con los resultados presentados en este informe. Se pueden lograr altas resistencias de unión con cementos de resina autoadhesivos en dientes no retentivos. El resultado de esta revisión de los cementos de resina autoadhesivos sugeriría que estos materiales pueden mostrar un rendimiento clínico similar al de otros cementos dentales basados en resinas y no resinas²⁰.

complications of restored teeth after 24 months. Later in 2013, in a continuation of the first investigation, they concluded that RelyX Unicem® self-adhesive cement can be recommended for joining ceramic inlays. After 4 years, they found an evident deterioration in marginal integrity, since only 5% of the restorations exhibited excellent marginal adaptation. In 90% of the restorations small marginal deficiencies were observed, still clinically acceptable. These results could be contrasted with the present study, since the self-etch cement obtained levels of microfiltration at the enamel level, despite having previously made a selective etching of the enamel; although not statistically superior to total engraving.

Melilli & cols., 2018³, evaluated three cements: Calibra® (Dentsply), Relyx® Unicem (3M) and Charisma® Flow (Kulzer) and found the highest microfiltration in fluid resin, especially in the cervical margins, suggest that the authors advocate that Cements created to cement, are used for that purpose. These results contrast with our study that found less filtration in the resin material, in this case thermoplasticized, new studies should compare these two materials.

It is important to note that bond strengths vary between specific cements, but total etch cements generally provide the highest retention and self-adhesive cements can provide a bond strength almost equal to self-etch systems, which matches the results presented in this report. High bond strengths can be achieved with self-adhesive resin cements in non-retentive teeth. The result of this review of self-adhesive resin cements would suggest that these materials may show clinical performance similar to other dental cements based on resins and non-resins²⁰.





Es evidente que el termociclado tiene un mayor impacto en el comportamiento de la adhesión que el almacenamiento de agua²¹, razón por lo cual fue elegido en la metodología para nuestro estudio; sin embargo, es necesario recalcar que el objetivo fue evaluar la microfiltración luego de la cementación y no la longevidad, que debe ser evaluada con estudios que presenten un proceso de envejecimiento más prolongado.

Victoria & cols., 2013²², analizaron que el tratamiento superficial del compuesto de resina indirecta con silano o silano seguido de un agente de unión (adhesivo) no afectó la resistencia de la unión a la dentina. Los cementos de resina autoadhesivos probados obtuvieron menos valores de microtracción, que el cemento de resina de grabado total RelyX® ARC. Lo que concuerda con nuestro estudio, a pesar de que nuestra investigación estuvo enfocada a la microfiltración.

Los sistemas adhesivos autograbados reducen el tiempo dedicado a la práctica clínica. Sin embargo, en la interfaz se comportan como membranas permeables, lo que facilita el paso de fluidos del ambiente oral a la dentina y viceversa, siendo más susceptibles a la degradación. Además, su uso es limitado cuando se utilizan cementos duales y autopolimerizables, ya que sus componentes pueden interferir con el proceso de polimerización. También son propensos a formar una capa híbrida discontinua, irregular y poco profunda asociada con baja humectabilidad, viscosidad del sistema y baja infiltración en los tejidos dentales²³. No se utilizaron adhesivos de autograbado en nuestro experimento, los resultados de Abad & cols., 2019²³, pueden ser aplicados a otras investigaciones que evalúen su comportamiento con cementos de resina universales y termo plastificados.

Sampaio & cols., 2016²⁴, evaluaron la contracción volumétrica de polimerización y el espesor de la película de varias técnicas de cementación mediante tomografía micro-

It is evident that thermocycling has a greater impact on adhesion behavior than water storage²¹, which is why it was chosen in the methodology for our study; However, it is necessary to emphasize that the objective was to evaluate microfiltration after cementation and not longevity, which should be evaluated with studies that have a longer aging process.

Victoria & cols., 2013²², analyzed that the surface treatment of the indirect resin compound with silane followed by a bonding agent (adhesive) did not affect the resistance of dentin binding. The self-adhesive resin cements tested obtained less microtraction values than the RelyX® ARC total etch resin cement. It agrees with our study, although our research was focused on microfiltration.

Self-etched adhesive systems reduce the time spent in clinical practice. However, at the interface they behave like permeable membranes, which facilitates the passage of fluids from the oral environment to dentin and vice versa, being more susceptible to degradation. In addition, its use is limited when dual and self-curing cements are use, as their components may interfere with the polymerization process. They are also prone to form a discontinuous, irregular and shallow hybrid layer associated with low wettability, system viscosity and low infiltration in dental tissues²³. Self-etch adhesives were not used in our experiment; the results of Abad & cols., 2019²³, can be applied to other investigations that evaluate their behavior with universal and thermoplastic resin cements.

Sampaio & cols., 2016²⁴, evaluated the volumetric polymerization contraction and the film thickness of several cementation techniques using three-dimensional micro-





computarizada tridimensional, concluyendo que: la contracción volumétrica de polimerización de las resinas compuestas restauradoras directas precalentadas o no, fue significativamente mayor que la de los cementos de revestimiento o las resinas compuestas fluidas. Al ser mayor la contracción volumétrica de polimerización de las resinas, estas pueden generar una interfase lo que se traduciría en mayor microfiltración. Lo cual no fue evidenciado en los resultados obtenidos en la presente investigación. Sin embargo, Bucheli & Mena, 2017², concluyeron que la técnica de cementación con resina termo plastificada presentó menor microfiltración marginal, mientras que la técnica que mayor microfiltración marginal presentó, fue la cementada con el cemento dual auto adhesivo. Nuevos estudios in vitro y clínicos controlados deberán dilucidar esta controversia.

En conclusión, los composites convencionales termo plastificados parecen ser una alternativa potencial para la cementación de restauraciones indirectas en el sector posterior, donde la microfiltración es una complicación relevante.

Conclusiones

Mediante el presente estudio se logró determinar que el grado de microfiltración fue menor en el cemento de resina plastificada, con una diferencia estadísticamente significativa respecto a los otros cementos ($p = <0.05$). No existió diferencia entre los cementos de resina de autograbado en relación al cemento de resina universal.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflicto de interés en la presentación de datos, elaboración y publicación del presente artículo.

computed tomography, concluding that: the volumetric polymerization contraction of the preheated direct restorative composite resins was significantly greater than that of coating cements or fluid composite resins. As the volumetric shrinkage of polymerization of the resins is greater, these can generate an interface which would result in greater microfiltration which was not evidenced in the results obtained in the present investigation. However, Bucheli & Mena, 2017², concluded that the technique of cementation with thermo-plasticized resin showed less marginal microfiltration, while the technique that presented the greatest marginal microfiltration was cemented with the self-adhesive dual cement. New in vitro and controlled clinical studies should clarify this controversy.

In conclusion, conventional thermoplastic composites seem to be a potential alternative for cementing indirect restorations in the posterior sector, where microfiltration is a relevant complication.

Conclusiones

Through this study, it was possible to determine that the degree of microfiltration was lower in plasticized resin cement with a statistically significant difference from the other cements ($p = <0.05$). There was no difference between self-etch resin cements in relation to universal resin cement.

Interests conflict

The authors declare no conflict of interest in the presentation of data, preparation and publication of this article.



Bibliografía

1. Angerame D, De Biasi M, Agostinetti , Franzo A, Marchesi G. Influence of preparation designs on marginal adaptation and failure load of full-coverage occlusal veneers after thermomechanical aging simulation. *Journal Esthetic Restorative Dent.* 2019 May; 31(3): p. 280-289.
2. Bucheli Romero MDC, Mena Córdova N. Evaluación de la microfiltración en restauraciones indirectas cementadas con resina precalentada, cemento de grabado total y un agente auto adhesivo. Tesis (Especialista en Rehabilitación Oral). Quito: Universidad San Francisco de Quito, Colegio de Posgrados; 2017. Report No.: <http://repositorio.usfq.edu.ec/handle/23000/6432>.
3. Melilli D, Cumbo E, Baldissara P, Wandscher V, Valandro L, Gallina G, et al. Evaluation of marginal leakage after mechanical fatigue cycling of composite inlays luted with different cements. *Academy of General Dentistry.* 2018 Julio.
4. Corts J, Arrospe L, Cedrés C, Corallo L. Restauraciones de cerámica adherida. *Continuum Restaurador Posterior. Actas Odontológicas.* 2013 Julio; X(1): p. 16-27.
5. Veneziani M. Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique. *The International Journal of Estheticdentistry.* 2017; 12(2).
6. Ferraris F. Posterior indirect adhesive restorations (PIAR): preparation designs and adhesion clinical protocol. *The International Journal of Estetic Dentistry.* 2017; 12(4).
7. Magne P. In Vitro Fatigue Resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2010 Septiembre; 104(1).
8. Luis Schlichting HPBPM. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2011 Abril; 105(4): p. 217-26.
9. Schlichting , Holz Resende T, Rodriguez Reis K, Magne P. Simplified treatment of severe dental erosion with ultrathin CAD-CAM composite occlusal veneers and anterior bilaminar veneers. *Journal Prosthet Dent.* 2016 Oct; 116(4): p. 474-482.
10. Kotb S, Shaker A, Halim C. Fatigue resistance and 3D finite element analysis of machine-milled ceramic occlusal veneers with new preparation designs versus conventional design: an in vitro study. Department of Fixed Prosthodontics, Faculty of Dentistry Cairo University. 2019 Julio.
11. Politano G, Van Meerbeek , Peumans M. Nonretentive Bonded Ceramic Partial Crowns: Concept and Simplified Protocol for Long-lasting Dental Restorations. *Journal Adhesive Dent.* 2018 Diciembre .
12. Maeder M, Pasic P, Adreas E, Mutlu , Goran B, Loannidis A. Load-bearing capacities of ultra-thin occlusal veneers bonded to dentin. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2019 Julio; 95(1): p. 165-171.
13. Dietschi D, Spreafico R. Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part III. A case series with long-term clinical results and follow-up. *The International Journal of Esthetic Dentistry.* 2019 118-133; 14(2).
14. Ravasini Francesco DBMPTRPOM. reatment Outcome of Posterior Composite Indirect Restorations: A Retrospective 20-Year Analysis of 525 Cases with a Mean Follow-up of 87 Months. *International Journal Periodontics Restorative Dentistry.* 2018 Sep; 38(5): p. 655-663.
15. Angeletakia F, Gkogkosb A, Papazoglouc E, Kloukosd D. Direct versus indirect inlay/onlay composite restorations in posterior teeth. A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry.* 2016 Oct; 56(1): p. 12-21.
16. Derchi , Marchio V, Borgia V, Ozcan M, Giuca R, Barone. 12-year longitudinal clinical evaluation of bonded indirect composite resin inlays. *Quintessence International.* 2019 Ene; 50(1).
17. Milutinovic Nikolic A, Medic V, Vukovic Z. Porosity of different dental luting cements. *Dental Materials.* 2007 Jun; 23(6): p. 674-8.
18. Peumans M, De Munk J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Two-year Clinical Evaluation of a Self-adhesive Luting Agent for Ceramic Inlays. *Journal Adhesive Dent.* 2010 Apr; 12(2): p. 151-61.
19. Peumans M, De Munck V, Van L, Van E, Van M. Four-year clinical evaluation of a self-adhesive luting agent for ceramic inlays. *Clinical Oral Invest.* 2013 Apr; 17(3): p. 739-50.
20. Stamatacos C, Simon J. Cementation of Indirect Restorations: An Overview of Resin Cements. *Compendium of continuing education in dentistry.* 2013 Apr; 34(1): p. 42-6.
21. Spitznagel F, Horvath , Guess P, Blatz M. Resin Bond to Indirect Composite and New Ceramic/Polymer Materials: A Review of the Literature. *Journal of Estheticand Restorative Dentistry.* 2014 Dec; 26(6): p. 382-93.
22. Victoria Fuentes M, Sanz Ceballos L, González-López S. Bond strength of self-adhesive resin cements to different treated indirect composites. *Clinical Oral Investigations.* 2013 April; 17(3): p. 717-724.
23. Abad Coronel C, Naranjo B, Valdiviezo P. Adhesive Systems Used in Indirect Restorations Ce-



mentation: Review of the Literature. Journal Dent (Basel). 2019 Jul; 7(3): p. e71.

24. Sampaio , Malta J, Cáceres E, Rigo , Coelho P, Bonfante E, et al. Volumetric shrinkage and film thickness of cementation materials for veneers: An in vitro 3D microcomputed tomography analysis. Journal Prosthetic Dent. 2016 Jun; 117(6): p. 784-791.



Jennifer, Risco
Eddy, Alvarez;

<https://orcid.org/0000-0002-7826-241X>
<https://orcid.org/0000-0002-7377-8003>



RECONOCIMIENTO-NOCOMERCIAL-COMPARTIRIGUAL
CC BY-NC-SA

ESTA LICENCIA PERMITE A OTROS ENTREMESCLAR, AJUSTAR Y CONSTRUIR A PARTIR DE SU OBRA CON FINES NO COMERCIALES, SIEMPRE Y CUANDO LE RECONOZCAN LA AUTORÍA Y SUS NUEVAS CREACIONES ESTÉN BAJO UNA LICENCIA CON LOS MISMOS TÉRMINOS

DOI: 10.29166/odontologia.vol21.n2.2019-86-113

URL: <http://revistadigital.uce.edu.ec/index.php/odontologia/article/view/2063>



ODONTOLOGÍA

REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

Cerámicas: una actualización

Ceramics: an update

Cerâmica: uma atualização

Marcelo Cascante Calderón^{1,2}, Inés Villacís Altamirano^{1,2}, Igor Studart Medeiros³

RECIBIDO: 18/12/2018 **ACEPTADO:** 29/03/2019 **PUBLICADO:** 01/07/2019

1. Postgraduate PhD Program of Biomaterials and Oral Biology, School of Dentistry, University of São Paulo (USP), São Paulo, SP, Brazil.
2. Facultad de Odontología, Universidad Central del Ecuador, Quito, Ecuador.
3. Department of Biomaterials and Oral Biology, School of Dentistry, University of São Paulo (USP), São Paulo, SP, Brazil.

CORRESPONDENCIA

Marcelo Cascante Calderón
Facultad de Odontología.
Universidad Central del Ecuador.

mcascante@uce.edu.ec

RESUMEN

Las cerámicas dentales utilizadas para restaurar y reemplazar tejido dental perdido de los dientes o las piezas dentales mismas, han sufrido una enorme transformación desde que aparecieron las primeras porcelanas hace ya varias décadas. Con las feldespáticas se podían hacer dientes, coronas y puentes, pero necesitaban un soporte de metal para que no sufran fracturas con los esfuerzos masticatorios, y por ello no tenían una apariencia vital. Hoy en día, han aparecido muchas otras cerámicas con diferentes y mejoradas características mecánicas y ópticas, lo que ha permitido que los odontólogos puedan por primera vez ofrecer a sus pacientes dientes artificiales con sorprendente naturalidad. **Objetivo:** Describir la clasificación actual, las características mecánicas y ópticas, así como la microestructura y los usos clínicos de las diferentes cerámicas dentales utilizadas hoy en día. **Materiales y métodos:** Revisión de la literatura acerca del tema, en tres de los más importantes buscadores de internet (Pubmed, Cochrane, Web of Science). Limitando su búsqueda a artículos en inglés y publicados en los journals de investigación de materiales dentales con calificación Q1 y Q2. **Resultados:** Se revisaron 69 artículos publicados entre 1975 y 2019 los cuales aportaron una fuente interesante de información que permitió desarrollar el conocimiento acerca de la clasificación, microestructura, propiedades mecánicas y ópticas, usos clínicos y forma de procesamiento de las cerámicas. **Conclusiones:** Actualmente los odontólogos tienen a disposición una amplia variedad de materiales cerámicos con diferentes composiciones y características únicas que son necesarias conocer al momento de escoger la cerámica específica para cada necesidad de los pacientes.

Palabras clave: Porcelana dental; cerámica; restauraciones de cerámica; silicatos de aluminio; circonio; vita enamic.

ABSTRACT

The dental ceramics used to restore and replace lost tooth tissue or the teeth have undergone a huge transformation since the first porcelains appeared several decades ago. With the feldspathic teeth, crowns and bridges could be made but, they needed a metal support so that they did not suffer fractures with the masticatory efforts, and therefore they did not have a vital appearance. Today, many other ceramics with different and improved mechanical and optical characteristics have appeared, which has allowed dentists to offer artificial teeth to their patients for the first time with surprising naturalness. **Objective:** Describe the current classification, mechanical and optical characteristics, as well as the microstructure and clinical uses of the different dental ceramics used today. **Materials and methods:** Review about the literature on the subject, in three of the most important internet search engines (Pubmed, Cochrane, Web of Science). Limiting your search to articles in English and published in the journals of research of dental materials with qualification Q1 and Q2. **Results:** 69 articles published between 1975 and 2019 were reviewed, which provided an interesting source of information that allowed the development of knowledge about classification, microstructure, mechanical and optical properties, clinical uses and method of processing ceramics. **Conclusions:** Currently, dentists have available a wide variety of ceramic materials with different compositions and unique characteristics that are necessary to know when choosing the specific ceramic for each patient need.

Keywords: Dental porcelain; ceramics; ceramic restorations; aluminum silicates; zirconium; vita enamic.

RESUMO

A cerâmica dentária usada para restaurar e substituir o tecido dentário perdido ou as próprias peças dentárias sofreram uma enorme transformação desde que as primeiras porcelanas surgiram várias décadas atrás. Com os materiais feldespáticos, podiam ser feitas coroas e pontes, mas eles precisavam de um suporte de metal para não sofrer fraturas com os esforços mastigatórios e, portanto, não tinham uma aparência de vitalidade. Hoje, outras cerâmicas com características mecânicas e ópticas diferentes e aprimoradas surgiram, o que permitiu aos dentistas oferecer dentes artificiais a seus pacientes pela primeira vez com uma naturalidade surpreendente. **Objetivo:** Descrever a classificação atual, características mecânicas e ópticas, bem como a microestrutura e os usos clínicos das diferentes cerâmicas odontológicas utilizadas atualmente. **Materiais e métodos:** Revisão da literatura sobre o assunto, em três dos mais importantes mecanismos de busca na Internet (Pubmed, Cochrane, Web of Science). Limitando a sua pesquisa a artigos em inglês e publicados nas revistas científicas de materiais dentários com qualificação Q1 e Q2. **Resultados:** Foram revisados 69 artigos publicados entre 1975 e 2019, que forneceram uma fonte interessante de informações que permitiram desenvolver conhecimento sobre a classificação, microestrutura, propriedades mecânicas e ópticas, usos clínicos e forma de processamento da cerâmica. **Conclusões:** Atualmente, os dentistas têm disponível uma ampla variedade de materiais cerâmicos com composição diferente e características únicas que são necessárias conhecer ao escolher a cerâmica específica para cada necessidade do paciente.

Palavras-chave: Restaurações cerâmicas; silicatos de alumínio; zircônio; vita enamic.

Introducción

Desde la exitosa introducción de la primera cerámica feldespática con respaldo metálico para uso dental desarrollada por Weistein en 1960¹ las cerámicas han experimentado una gran evolución con el objetivo de recuperar y reponer las estructuras dentales perdidas, como el esmalte y la dentina, por diversas causas.

En los EEUU a principios de los años 90 alrededor de 35 millones de personas usaban coronas dentales de porcelana¹. En el Ecuador no disponemos de datos epidemiológicos pero se calcula que miles de personas deben tener por lo menos una corona dental y con seguridad ese número irá en aumento.

Este artículo pretende describir de manera breve y concisa la clasificación actual, las características mecánicas y ópticas, así como la microestructura y los usos clínicos de las diferentes cerámicas dentales utilizadas hoy en día.

El término cerámica proviene del griego *keramiké* que significa "arcilla quemada".

Las cerámicas son definidas como materiales formados por la unión de elementos metálicos como: Al, Li, Ca, Mg, K, Ti, Zr, y no metálicos como O, B, F^{2,3}.

Las cerámicas dentales se componen básicamente de óxidos metálicos que, combinados o solos, se sinterizan a altas temperaturas para obtener una pieza sólida, con un reducido número de poros y resistente mecánicamente. Dependiendo de los tipos y proporciones de óxidos metálicos la microestructura obtenida después de la sinterización puede ser totalmente cristalina, vitro-cerámica o predominantemente vítrea.

Esta microestructura proporciona las propiedades ópticas (fluorescencia, translucidez/opacidad y opalescencia) y las propiedades mecánicas (resistencia al desgaste, dureza, resistencia a la flexión)⁴.

Introduction

Since the successful introduction of the first feldspathic ceramic with metal backing for dental use developed by Weistein in 1960¹ ceramics have undergone a great evolution with the aim of recovering and replacing lost dental structures, such as enamel and dentin, by various causes.

In the US in the early 90 about 35 million people used porcelain dental crowns¹. In Ecuador we do not have epidemiological data but it is estimated that thousands of people must have at least one dental crown and that number will surely increase.

This article aims to briefly and concisely describe the current classification, mechanical and optical characteristics, as well as the microstructure and clinical uses of the different dental ceramics used today.

The term ceramic comes from the Greek *keramiké* which means "burnt clay".

Ceramics are defined as materials formed by the union of metallic elements such as: Al, Li, Ca, Mg, K, Ti, Zr, and nonmetals such as O, B, F^{2,3}.

Dental ceramics are basically composed of metal oxides that, combined or alone, are sintered at high temperatures to obtain a solid piece, with a reduced number of pores and mechanically resistant. Depending on the types and proportions of metal oxides, the microstructure obtained after sintering can be totally crystalline, vitro-ceramic or predominantly vitreous.

This microstructure provides the optical properties (fluorescence, translucency / opacity and opalescence) and mechanical properties (wear resistance, hardness, flexural strength)⁴.





Debido al tipo de enlace y su microestructura, este material es inerte químicamente y por tanto biocompatible; posee altos valores de resistencia a la compresión, dureza, y fundamentalmente cuando es tratado con colores y pigmentos puede asemejar la apariencia natural del diente, es muy apreciado por los dentistas, técnicos y pacientes para rehabilitar los tejidos dentales perdidos⁵.

Sin embargo ellas son frágiles y no son capaces de deformarse plásticamente, tienen un alto módulo de elasticidad y con tan solo una deformación de 0,01% pueden experimentar fracturas catastróficas.

Otra de las desventajas de las cerámicas es que debido a sus altos valores de dureza son capaces de producir desgaste de los dientes antagonistas, especialmente cuando no están bien pulidas o glaseadas².

Clasificación actual

Las cerámicas actualmente son clasificadas de acuerdo a su composición microestructural y a su capacidad de reaccionar frente al ataque ácido en:

- Cerámicas vítreas compuestas principalmente por sílica (feldespática): ácido sensibles
- Cerámicas vítreas compuestas por sílica pero con cristales de relleno (leucítica y disilicato de litio, silicato de litio): ácido sensibles
- Cerámicas policristalinas (zirconia): ácido resistentes^{3,6}.

Cerámicas feldespáticas o porcelanas dentales

Las cerámicas feldespáticas provienen de un mineral rocoso llamado feldespato, que es muy abundante en la naturaleza y cuya composición principal es sílica, y otros minerales como el cuarzo, el caolín y la arcilla.

Para poder utilizar el feldespato ($\text{Na}_2\text{O}/\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) como materia prima en la fabricación de la porcelana es preciso eli-

Due to the type of bond and its microstructure, this material is chemically inert and therefore biocompatible; It has high values of compressive strength, hardness, and fundamentally when treated with colors and pigments it can resemble the natural appearance of the tooth, it is highly appreciated by dentists, technicians and patients to rehabilitate lost dental tissues⁵.

However, they are fragile and are not able to deform plastically, have a high modulus of elasticity and with only a deformation of 0.01% can experience catastrophic fractures.

Another of the disadvantages of ceramics is that due to their high hardness values they are capable of causing wear of the opposing teeth, especially when they are not well polished or glazed².

Current classification

Ceramics are currently classified according to their microstructural composition and their ability to react to acid attack in:

- Vitreous ceramics composed mainly of silica (feldspathic): sensitive acids
- Vitreous ceramics composed of silica but with filler crystals (leucite and lithium disilicate, lithium silicate): sensitive acids
- Polycrystalline ceramics (Zirconia): acid resistant^{3,6}.

Feldespatic ceramics or dental porcelains

Feldspathic ceramics come from a rocky mineral called feldspar, which is very abundant in nature and whose main composition is silica, and other minerals such as quartz, kaolin and clay.

In order to use feldspar ($\text{Na}_2\text{O}/\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) as a raw material in the manufacture of porcelain it is necessary to remo-





minar el hierro como contaminante de su composición a través de ciertos procesos químicos, mezclarlo con cuarzo y someterlo a altas temperaturas (1300°C). A esta temperatura se produce un fenómeno único conocido como "fusión incongruente" en el cual se forma la fase vítrea, y dentro de ella empiezan a crecer los cristales de leucita, pero de manera dispersa en su interior².

Los fabricantes entonces someten esta masa a un enfriamiento brusco de ella lo que produce una fractura en varios pedazos que se llaman "frita". Estos pedazos de frita son sometidos a un proceso de molienda en grandes molinos de bolas de zirconio, durante varias semanas hasta obtener un polvo fino y delicado al cual se le agregaran pigmentos de óxidos metálicos para proporcionarle los colores semejantes al diente natural.

Este polvo final será mezclado con un líquido, por parte del protésico para realizar el modelado de la pieza dental².

Debido a que la fase vítrea está presente en alrededor del 75 al 85% del volumen total de esta porcelana y los cristales representan apenas del 15 al 25% del total a estas se las llama cerámicas de matriz vítrea o simplemente vítreas^{3,6,7}.

En tanto, debido al hecho de que el ácido fluorhídrico (HF) es capaz de disolver la matriz vítrea y dejar expuestos los cristales de la fase cristalina^{8,9} lo que produce una superficie irregular muy adecuada para mejorar la humectabilidad de un agente de enlace^{8,10}, a esta porcelana se la llama también ácido-débil.

Propiedades mecánicas y ópticas

En general las porcelanas dentales al igual que las demás cerámicas a diferencia de los metales presentan una escasa habilidad para absorber grandes cantidades de energía antes de sufrir una fractura catastrófica.

Las feldespáticas son las más débiles (menos resistentes) de todas debido a que

ve iron as a pollutant from its composition through certain chemical processes, mix it with quartz and submit it to high temperatures (1300°C). At this temperature there is a unique phenomenon known as "incongruous fusion" in which the vitreous phase is formed, and inside it the leucite crystals begin to grow, but in a scattered way inside².

The manufacturers then submit this dough to an abrupt cooling of it which produces a fracture in several pieces called "frita". These pieces of frit are subjected to a grinding process in large mills of zirconium balls, for several weeks until obtaining a fine and delicate powder to which metal oxide pigments will be added to provide the colors similar to the natural tooth.

This final powder will be mixed with a liquid, by the prosthetic to perform the modeling of the dental piece².

Due to the vitreous phase is present in about 75 to 85% of the total volume of this porcelain and the crystals represent only 15 to 25% of the total, these are called vitreous or simply vitreous ceramic ceramics^{3,6,7}.

Meanwhile, due to the fact that hydrofluoric acid (HF) is capable of dissolving the vitreous matrix and exposing crystals of the crystalline phase^{8,9}, which produces a very suitable irregular surface to improve the wettability of an agent. bonding^{8,10}, this porcelain is also called acid-weak.

Mechanical and optical properties

In general, dental porcelains, like other ceramics, unlike metals, have a poor ability to absorb large amounts of energy before suffering a catastrophic fracture.

The feldspathic are the weakest (least resistant) of all because they have a large





poseen un gran porcentaje de fase vítrea en su interior y muy poco de fase cristalina. La tenacidad a la fractura (K_{IC}) y la baja resistencia a la tracción se encuentran en relación directa a este fenómeno. Es decir a menor contenido de leucita, menor K_{IC} y viceversa. César et al, reportan valores bajos entre 0,71 y 0,75 K_{IC} en porcelanas con 0% de contenido de leucita, mientras que presentan valores más altos de entre 1,22 y 1,23% K_{IC} en porcelanas con un 22 y 23% de leucita¹¹. Otros trabajos de investigación muestran valores similares de K_{IC} ¹²⁻¹⁶.

Esto se debe al hecho de que en una matriz vítrea la presencia de defectos, fallas intrínsecas, o microcraques producidos durante la fase del enfriamiento brusco cuando son procesadas, o incluidos al momento de fabricar las piezas dentales, al ser sometidos a fuerzas o stress masticatorio se van propagando sin ningún obstáculo en su camino hasta producir la rotura del material.

En tanto que en una porcelana reforzada con fase cristalina, la presencia de los cristales de leucita se oponen al avance de un defecto, o incluso lo comprimen, deteniendo su paso y mejorando su resistencia mecánica a la fractura¹².

Por esta razón las porcelanas feldespáticas necesitan una estructura interna de un material con una alta K_{IC} como la propia estructura dentaria remanesciente, los metales u otro tipo de cerámicas, para poder sobrevivir en la boca sin riesgo de sufrir daños o roturas.

En cuanto a sus propiedades ópticas, las feldespáticas con gran volumen de matriz vítrea, dejan pasar la luz y consecuentemente son translúcidas, pero mientras mayor sea el contenido de cristales de leucita, la luz irá a chocar con ellos y se desviará con lo cual será más opaca.

Es bien sabido que el incremento de ciertos óxidos y polvos colorantes permiten hacer restauraciones dentales de gran similitud al color del diente, e incluso de la encía.

percentage of vitreous phase inside and very little crystalline phase. Fracture toughness (K_{IC}) and low tensile strength are directly related to this phenomenon. In other words, the lower the leucite content, the lower K_{IC} and vice versa. César. et al, report low values between 0.71 and 0.75 K_{IC} in porcelains with 0% leucite content, while having higher values of between 1.22 and 1.23% K_{IC} in porcelains with 22 and 23% of leucite¹¹. Other research papers show similar values of K_{IC} ¹²⁻¹⁶.

This is due to the fact that in a vitreous matrix the presence of defects, intrinsic failures, or microcraques produced during the phase of abrupt cooling when they are processed, or included at the time of manufacturing the dental pieces, when subjected to forces or masticatory stress they spread without any obstacle in their path until the material breaks.

While in a porcelain reinforced with crystalline phase, the presence of leucite crystals opposes the progress of a defect, or even compresses it, stopping its passage and improving its mechanical resistance to fracture¹².

For this reason feldspathic porcelains need an internal structure of a material with a high K_{IC} such as the remanescient dental structure itself, metals or other ceramics, in order to survive in the mouth without risk of damage or breakage.

As for their optical properties, feldspaths with a large volume of vitreous matrix, let the light in and consequently are translucent, but the higher the content of leucite crystals, the light will collide with them and deviate with what will be more opaque.

It is well known that the increase of certain oxides and dusts allows dental restorations of great similarity to the color of the tooth, and even the gum.



Las porcelanas feldespáticas están compuestas por dos fases: una fase o matriz vítrea y una fase cristalina, conformada por cristales de leucita. Dichos cristales pueden tener un largo de entre 5 a 10 μm y son muy similares a las prolongaciones de una dendrita¹⁶.

Catell et al, encontraron una alta proporción (7-10%) de defectos esféricos o microporos dentro de la fase vítrea y en las vecindades de los cristales de leucita, que parecería que actúan como detonadores de stress cuando están sometidos a fuerzas que causan un tensión interna. Esto explicaría su baja resistencia a la fractura y a la tracción¹³.

Dichos poros se formarían al momento del enfriamiento brusco de la masa de frita cuando se fabrica el polvo de la porcelana.

Usos clínicos

Coronas y puentes de hasta 3 unidades de metal-porcelana, para lo cual los fabricantes de polvos de porcelana ajustan el coeficiente de expansión térmica lineal (CETL) de la cerámica al del metal mediante la adición de leucita, con el objeto de evitar que una gran diferencia en el CETL produzca zonas de concentración de stress y por lo tanto fracturas del material, durante el enfriamiento.

Mientras que el técnico dental somete la infraestructura de la aleación metálica a un tratamiento previo de oxidación del metal para que se produzca una unión química entre ambos².

Inlays, onlays de porcelana libres de metal. Aunque parezca una contradicción a todo lo que hemos venido tratando hasta ahora, el desarrollo de técnicas y adhesivos modernos ha permitido que la adhesión entre las porcelanas y el esmalte sea muy confiable y óptima en orden de resistir las fuerzas de la masticación¹⁷.

Facetas o carillas de porcelana pura. Ensayos clínicos demuestran que las tasas de supervivencia de estas restauraciones se

Feldspathic porcelains are composed of two phases: a vitreous phase or matrix and a crystalline phase, made up of leucite crystals. Said crystals can have a length of between 5 to 10 μm and are very similar to the extensions of a dendrite¹⁶.

Catell et, al found a high proportion (7-10%) of spherical or micropore defects within the vitreous phase and in the vicinity of the leucite crystals, which would appear to act as stress detonators when subjected to stress-causing forces. internal This would explain its low fracture and tensile strength¹³.

Such pores would form at the time of the sudden cooling of the frit mass when the porcelain powder is manufactured.

Clinical uses

Crowns and bridges of up to 3 metal-porcelain units, for which the manufacturers of porcelain powders adjust the linear thermal expansion coefficient (LTEC) of the ceramic to the metal by adding leucite, in order to prevent a great difference in the LTEC produces areas of stress concentration and therefore fractures of the material, during cooling.

While the dental technician submits the metal alloy infrastructure to a pretreatment of metal oxidation so that a chemical bond between them occurs².

Inlays, metal-free porcelain onlays. Although it seems a contradiction to everything we have been trying until now, the development of modern techniques and adhesives has allowed the adhesion between porcelains and enamel to be very reliable and optimal in order to resist the forces of chewing¹⁷.

Facets or veneers of pure porcelain. Clinical trials show that the survival rates of these restorations are between 82 and



encuentran entre el 82 al 96% después de 10 a 21 años^{17,18} siempre y cuando hayan sido preparadas y cementadas en esmalte exclusivamente¹⁹ cuando la preparación y el tallado haya expuesto un 50% o más dentina se encontraron más fallas por despegamiento y fractura. Como lo reportó Beier et al., en 2012.

Procesamiento

Las restauraciones dentales a base de porcelana feldespática se pueden obtener por medio de sinterización, inyección y CAD CAM.

96% after 10 to 21 years^{17,18} as long as they have been prepared and cemented in enamel exclusively¹⁹ when the preparation and carved exposed 50% or more dentin were found more failure due to detachment and fracture. As reported by Beier et al., in 2012.

Processing

Dental restorations based on feldspathic porcelain can be obtained by sintering, injection and CAD CAM.



Figura 1. Corona dental en metal cerámica; Dental crown in ceramic metal.

Nota: Nótese la opacidad del respaldo metálico en cervical, debido a la gran translucidez de la cerámica feldespática; Note the opacity of the cervical metal backing, due to the great translucency of feldspathic ceramics.

Leucita

Una de las principales cerámicas a base de leucita fue presentada en 1991 bajo el nombre de IPS Empress Ceramic. (Ivoclar Vivadent, Leichtenstein). Pertenece al grupo de las cerámicas vítreas y por tanto son también ácidos débiles, pero a diferencia de la anterior, esta posee un alto porcentaje de fase cristalina en forma de cristales de leucita. Estos cristales son añadidos por el fabricante por medio de la adición de un polvo de feldespato sintético ($K_2O, Al_2O_3, 6SiO_2$)²⁰. Y además los fabricantes son capaces de controlar la cantidad y la calidad de los cristales por medio de diversos tratamientos.

La proporción de los cristales de leucita en la fase cristalina puede variar desde el 22 al 50% en estas porcelanas en tanto que la

Leucita

One of the main leucite-based ceramics was presented in 1991 under the name of IPS Empress Ceramic. (Ivoclar Vivadent, Leichtenstein). It belongs to the group of vitreous ceramics and therefore they are also weak acids, but unlike the previous one, it has a high percentage of crystalline phase in the form of leucite crystals. These crystals are added by the manufacturer through the addition of a synthetic feldspar powder ($K_2O, Al_2O_3, 6SiO_2$)²⁰. And also the manufacturers are able to control the quantity and quality of the crystals by means of various treatments.

The proportion of leucite crystals in the crystalline phase can vary from 22 to 50% in these porcelains while the vitreous phase is for-



fase vítrea está formada de un vidrio de aluminio silicato³.

Las diferencias entre estos porcentajes del contenido de leucita puede estar inducida por diversos factores que incluyen: múltiples cocciones de la porcelana²¹, tratamientos térmicos²², enfriamientos, e inclusive las largas exposiciones a la saliva hacen que la porcelana madure y contenga mayor porcentaje de leucita²³.

Trabajos de investigación demuestran que un porcentaje de leucita entre el 20 al 30% es capaz de mejorar las propiedades mecánicas de esta porcelana^{24,25}, mientras que a mayor porcentaje, entre el 30 y 50%, dichas propiedades no aumentan significativamente¹¹.

Propiedades mecánicas y ópticas

Las propiedades mecánicas de la leucita al igual que la feldespática, están influenciadas por las diferencias entre los coeficientes de expansión térmica de los cristales de leucita y la fase cristalina, durante el enfriamiento de la misma al momento de ser producida.

Sin embargo este procedimiento puede producir microfisuras en el interior del material, debido fundamentalmente a que al existir mucha diferencia entre la expansión térmica de una fase vítrea y una cristalina, se forman tensiones entre ellas que pueden desencadenar fisuras o defectos por stress térmico lo que puede llevar a una fractura del material cuando es sometido a esfuerzo mecánico.

En efecto, Kon et al., observaron por medio del microscopio electrónico de barradura la formación de microfisuras alrededor de los extremos de las puntas de los cristales de leucita, y que estas iban agrandándose cuando más porcentaje de leucita estaba presente²⁵.

En lo que tiene que ver con su dureza (dureza Vickers HV) se han reportado valores de 450 HV en porcelanas con un porcentaje

med of a silicate aluminum glass³.

The differences between these percentages of the leucite content may be induced by various factors including: multiple porcelain firing²¹, heat treatments²², cooling, and even long exposures to saliva make the porcelain mature and contain higher percentage of leucite²³.

Research shows that a percentage of leucite between 20 and 30% is able to improve the mechanical properties of this porcelain^{24, 25}, while at a higher percentage between 30 and 50% these properties do not increase significantly¹¹.

Mechanical and optical properties

The mechanical properties of leucite, as well as feldspathic, are influenced by the differences between the coefficients of thermal expansion of leucite crystals and the crystalline phase, during cooling of the same at the time of being produced.

However, this procedure can produce microcracks inside the material, mainly due to the fact that there is much difference between the thermal expansion of a glassy phase and a crystalline phase, tensions are formed between them that can trigger cracks or defects due to thermal stress, which can lead to a fracture of the material when subjected to mechanical stress.

In fact, Kon et al., observed, by means of the scanning electron microscope, the formation of microcracks around the ends of the tips of the leucite crystals, and that these were enlarging when a higher percentage of leucite was present²⁵.

Regarding its hardness (Vickers HV hardness), 450 HV values have been reported in porcelains with a leucite percentage of 20 to





de leucita del 20 al 50%. Mientras que otras porcelanas feldespáticas con valores más altos de leucita decrecen la misma entre 350 y 400 HV²⁵.

En lo que tiene que ver con la resistencia a la flexión, la leucita alcanza valores de 81 MPa, a diferencia de las porcelanas feldespáticas que tienen valores mucho más bajos.

Kon et al., reportaron que cuando los porcentajes de leucita se encuentran más allá del 50% las propiedades mecánicas, empeoran.

En cuanto a sus propiedades ópticas; debido a la mejor distribución de los cristales de leucita dentro de la matriz vítrea, la translucidez, es excelente debido a que la luz puede atravesar por ella con mucha facilidad, sin embargo se ha observado que esta propiedad decrece a medida que aumenta el grosor del material²⁶.

Microestructura

Presentan una microestructura muy similar a la descrita para las feldespáticas, es decir tienen una matriz vítrea con cristales de leucita en su interior, solo que en estas cerámicas, los cristales se encuentran más homogéneamente distribuidos en su interior, esto se debe a que la leucita es adicionada en forma de polvo al momento de producir las, y por medio de tratamientos térmicos los fabricantes son capaces de controlar el crecimiento y la calidad de dichos cristales.

Usos clínicos

Prótesis de metal cerámica de hasta 3 unidades, coronas de metal-porcelana²⁷ inlays, onlays, recubrimiento de infraestructuras de metal o de otras cerámicas ya sean vítreas o cristalinas, carillas y facetas tipo lentes de contacto²⁷. Con muy buenos resultados de durabilidad a mediano plazo (8 años) pero con serios riesgos de sufrir fracturas pasados los 10 años de uso clínico en boca²⁸.

50%. While other feldspathic porcelains with higher leucite values decrease the same between 350 and 400 HV²⁵.

In what has to do with flexural strength, leucite reaches values of 81 MPa, unlike feldspathic porcelains that have much lower values.

Kon et al., reported that when the percentages of leucite are beyond 50% mechanical properties, they worsen.

As for its optical properties; Due to the better distribution of leucite crystals within the vitreous hue, the translucency is excellent because the light can pass through it very easily, however it has been observed that this property decreases as the thickness of the material²⁶.

Microstructure

They have a microstructure very similar to that described for feldspathic, that is to say they have a vitreous matrix with leucite crystals inside, only that in these ceramics, the crystals are more homogeneously distributed inside, this is because the leucite It is added in powder form at the time of production, and by means of heat treatments manufacturers are able to control the growth and quality of these crystals.

Clinical uses

Ceramic metal prostheses of up to 3 units, metal-porcelain crowns²⁷ inlays, onlays, coating of metal or other ceramic infrastructures, either vitreous or crystalline, veneers and contact lens type facets²⁷. With very good results of durability in the medium term (8 years) but with serious risks of suffering fractures after 10 years of clinical use in the mouth²⁸.



Procesamiento

Las restauraciones dentales a base de leucita se pueden obtener por medio de diversos métodos como: sinterización, inyección y CAD CAM

Vitro-cerámicas (disilicato de litio, silicato de litio con zirconia)

Un material que ha evolucionado mucho y que actualmente se destaca en la odontología es el disilicato de litio, silicato de litio con zirconia o mejor conocidos como vitro-cerámicas.

Estos materiales combinan las características ópticas favorables con la resistencia mecánica intermedia, cuando es comparada con las demás cerámicas odontológicas.

El disilicato de litio (LS₂) está clasificado como una cerámica vítrea pero con partículas y cristales de disilicato de litio como relleno. Por lo tanto también son consideradas ácido-débiles.

Fueron presentadas por primera vez en el mercado a principios de los años 90 con el nombre comercial de IPS EMPRESS 2 (Ivoclar Vivadent, Shaan, Liechestein)²⁹ y estaba compuesta por 65% de agujas o cristales de disilicato de litio sumergidas en una masa de vidrio con 1% de porosidad^{30,31}.

Actualmente, fueron substituidas por el sistema e.max Press e e.max CAD. A pesar de que el valor de su porosidad es bajo, Zarone et al., encontraron que puede ser un factor decisivo e influenciar la dureza del material, disminuir su tenacidad a la fractura hasta en un 50%, sobre todo cuando no existe una perfecta adaptación entre el disilicato y el sustrato dentario; no se ha realizado una técnica correcta de cementación, o ha existido un desgaste de la pieza de cerámica después del cementado.

Los cristales de disilicato de litio pueden ser añadidos por el fabricante por medio del control preciso de la composición del vidrio, sometiendo a un tratamiento térmico

Processing

Dental restorations based on leucite can be obtained through various methods such as sintering, injection and CAD CAM.

Vitro-ceramic (lithium disilicate, lithium silicate with zirconia)

A material that has evolved a lot and currently stands out in dentistry is lithium disilicate, lithium silicate with zirconia or better known as vitro-ceramics.

These materials combine favorable optical characteristics with intermediate mechanical resistance, when compared to other dental ceramics.

Lithium disilicate (LS₂) is classified as a vitreous ceramic but with particles and lithium disilicate crystals as filler. Therefore they are also considered acid-weak.

They were presented for the first time on the market in the early 90 under the trade name of IPS EMPRESS 2 (Ivoclar Vivadent, Shaan, Liechestein)²⁹ and was composed of 65% needles or lithium disilicate crystals immersed in a glass mass with 1% porosity^{30, 31}.

Currently, they were replaced by the e.max Press and e.max CAD system. Although the value of its porosity is low, Zarone et al, found that it can be a decisive factor and influence the hardness of the material, decrease its fracture toughness by up to 50%, especially when there is no perfect adaptation between the disilicate and the dental substrate; a correct cementation technique has not been performed, or there has been a wear of the ceramic piece after cementation.

The lithium disilicate crystals can be added by the manufacturer by means of the precise control of the composition of the glass, subjecting a thermal treatment to the mass





a la masa del mismo que causa la precipitación y el crecimiento de los cristales dentro de ella. Dado que ambas fases derivan del vidrio es lógico pensar que toda la masa se altera durante este proceso, al que se lo llama "ceramización"²⁷.

Propiedades mecánicas y ópticas

Esta cerámica al igual que las anteriores tienen poca tolerancia a la deformación permanente, ellas son incapaces de deformarse plásticamente, lo que les convierte en materiales frágiles. Sin embargo En los últimos años los fabricantes han introducido mejoras en el proceso de ceramización y en el proceso de CAD CAM introduciendo bloques precristalizados (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) con un porcentaje del 40% de metasilicato de litio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) disponible en diferentes grados de translucidez y colores. Estos bloques son sometidos al tallado de la pieza dentro del CAD CAM para luego ser calentados a 840-850°C por 10 minutos lo que produce un precipitado del metasilicato que evoluciona en disilicato de litio (70%)³² el cual llega a alcanzar una resistencia a la flexión de 360 MPa a 400 MPa^{33,34} que es dos o tres veces más el valor de las porcelanas feldespáticas y leucíticas con lo cual se convierte en un material de mejores características que los anteriores³⁵.

A pesar de poseer altos valores de resistencia a la fractura y a la flexión, el disilicato todavía no tolera deformaciones mayores o la presencia de irregularidades que estén sometidas a stress. Lo que significa clínicamente que una vez cementado los ajustes intraorales deben ser hechos con bastante cuidado para evitar la producción excesiva de defectos que pueden resultar en la reducción de la resistencia a la fractura de la pieza.

Además, el acabamiento y pulido son etapas esenciales para garantizar mayor duración de la pieza cementada.

En cuanto a sus propiedades ópticas, se puede afirmar que el disilicato puede ser

thereof that causes the precipitation and growth of the crystals within it. Since both phases derive from glass, it is logical to think that the entire mass is altered during this process, which is called "ceramization"²⁷.

Mechanical and optical properties

This ceramic, like the previous ones, has little tolerance for permanent deformation, they are unable to deform plastically, which makes them fragile materials. However, in recent years, manufacturers have made improvements to the ceramization process and the CAD CAM process by introducing pre-crystallized blocks (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) with a 40% percentage of lithium metasilicate ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) available in different degrees of translucency and colors. These blocks are subjected to the carving of the piece inside the CAD CAM and then be heated at 840-850°C for 10 minutes which produces a precipitate of metasilicate that evolves in lithium disilicate (70%)³² which reaches a Flexural strength from 360 MPa to 400 MPa^{33,34} which is two or three times the value of feldspathic and Leukitic porcelains, which makes it a material with better characteristics than the previous ones³⁵.

Despite having high values of resistance to fracture and flexion, the disilicate still does not tolerate major deformations or the presence of irregularities that are subjected to stress. Which means clinically that once the intraoral adjustments are cemented, they must be done with enough care to avoid excessive production of defects that can result in the reduction of the fracture resistance of the piece.

In addition, finishing and polishing are essential stages to ensure longer duration of the cemented piece.

As for its optical properties, it can be affirmed that the disilicate can be more trans-





más translucido dependiendo de la fase vítrea presente, o más opaco dependiendo del tamaño y la cantidad de cristales. Los fabricantes han sido capaces de proporcionar una gama amplia de colores y sombras que incluso se pueden combinar con tintes y óxidos metálicos para que los técnicos dentales y los odontólogos puedan asemejar el color natural de los dientes.

Una última propiedad diferente a la de las demás cerámicas es su biocompatibilidad.

En efecto se han observado reacciones favorables de los tejidos dentales blandos y duros de la boca frente al uso del disilicato. Foster et al., 2014, presentaron los resultados de una investigación en la cual observó que este material cerámico permitió el desarrollo y crecimiento de fibroblastos, debido fundamentalmente a su estructura microscópica granular que le permite tener micro espacios entre sus moléculas lo que permitiría el imbricamiento de prolongaciones celulares entre ellas³⁶, lo cual puede corroborarse en observaciones in vivo puesto que no se ha visto reacciones inflamatorias en los tejidos blandos que circundan a las coronas y restauraciones de cerámica de estos materiales en pacientes que los están usando.

Al contrario de los tejidos inflamados que se han podido apreciar en cientos de pacientes que usan coronas y puentes de metal-porcelana o de otro tipo de polímeros restauradores.

Microestructura

Presentan un 30% de fase vítrea ($\text{SiO}_2, \text{K}_2\text{O}, \text{MgO}, \text{Al}_2\text{O}_3, \text{P}_2\text{O}_5$) y un 70% de cristales principalmente en forma de agujas microscópicas de disilicato de litio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) entrecruzados entre ellos³⁷ y a su vez sumergidos dentro de la matriz vítrea.

Dichos cristales microscópicos tendrían entre 5 y 6 μm de largo y 0,5 a 0,8 μm de espesor³⁸. La cualidad de estos cristales ha hecho que esta cerámica gane en resis-

lucent depending on the glassy phase present, or more opaque depending on the size and quantity of crystals. Manufacturers have been able to provide a wide range of colors and shadows that even can be combined with metallic dyes and oxides so that dental technicians and dentists can match the natural color of the teeth.

A last property different from that the other ceramics is its biocompatibility.

In fact, favorable reactions of soft and hard dental tissues of the mouth have been observed against the use of disilicate. Foster et al., 2014, presented the results of an investigation in which observed that this ceramic material allowed the development and growth of fibroblasts, mainly due to its microscopic granular structure that allows it to have micro spaces between its molecules which would allow the overlapping of extensions cell between them³⁶, which can be corroborated in alive observations since there have been no inflammatory reactions in the soft tissues surrounding the crowns and ceramic restorations of these materials in patients who are using them.

Unlike inflamed tissues that have been seen in hundreds of patients using crowns and bridges made of metal-porcelain or other restorative polymers.

Microstructure

They have a 30% vitreous phase ($\text{SiO}_2, \text{K}_2\text{O}, \text{MgO}, \text{Al}_2\text{O}_3, \text{P}_2\text{O}_5$) and 70% of crystals mainly in the form of microscopic needles of lithium disilicate ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) cross-linked between them³⁷ and in turn submerged within the vitreous matrix.

Such microscopic crystals would be between 5 and 6 μm long and 0.5 to 0.8 μm thick³⁸. The quality of these crystals has made this ceramic gain in resistance to frac-





cia a la fractura debido a que estos cristales son capaces de permitir el avance de una microfisura en su paso por el interior de la cerámica haciendo que retarde y por lo tanto sea más difícil producir su rotura.

Usos clínicos

La cerámica de disilicato de litio se puede utilizar para la confección de carillas y facetas estéticas en dientes anteriores, inlays, onlays, coronas unitarias sin respaldo metálico tanto en el sector anterior, como en el sector posterior con muy buenos y durables resultados.

Se han reportado índices de éxito de entre 70 al 91% y supervivencia de hasta 10 años^{39,40}.

Puentes de hasta tres unidades para reemplazo de piezas anteriores y hasta de 1 premolar, no siendo muy aconsejable todavía el reemplazo de molares.

Procesamiento

Las restauraciones dentales a base de disilicato se pueden obtener por medio de procedimientos de laboratorio de inyección y CAD CAM.

ture because these crystals are capable of demanding to deflect the advance of a microfissure in its passage through the interior of the ceramic making it retard and therefore more difficult produce its break.

Clinical uses

Lithium disilicate ceramics can be used for the fabrication of veneers and aesthetic facets on anterior teeth, inlays, onlays, unitary crowns without metal backing both in the internal sector and in the back sector with very good and lasting results.

Success rates of between 70 to 91% and survival of up to 10 years have been reported^{39,40}.

Bridges of up to three units for replacement of previous parts and up to 1 premolar, it is not advisable to replace molars.

Processing

Dental restorations based on disilicate can be obtained by means of injection laboratory procedures and CAD CAM.



Figura 2. Corona de disilicato de litio pieza 13; Lithium disilicate crown piece 13

Nota: Se muestra la excelente translucidez y apariencia estética. Su notable adaptación biológica con los tejidos gingivales. Nótese el contraste con las coronas de metal-porcelana de las piezas 11 y 21. Así como la inflamación gingival después de años de uso de las mismas; Showing the excellent translucency and aesthetic appearance. Its remarkable biological adaptation with gingival tissues. Note the contrast with the metal-porcelain crowns of parts 11 and 21. As well as gingival inflammation after years of use.



Cerámicas policristalinas

Las cerámicas policristalinas ya no poseen fase vítrea, solamente una estructura interna cristalina, cuyos gránulos se encuentran muy unidos y apretados entre sí lo que las hace dueñas de una dureza y resistencia a la fractura superior a las anteriores cerámicas.

La zirconia y la alúmina son las representativas cerámicas de este grupo, sin embargo, debido las mejores propiedades mecánicas, la zirconia ha ido ganando mayor espacio dentro de la odontología, en los últimos diez años, a tal punto que la alumina ya no es fabricada.

Zirconia tetragonal estabilizada por ítria (Y-TZP)

El óxido de zirconium o zirconia (ZrO_2) ha sido conocido desde siglos atrás por los persas y los árabes quienes la llamaban ZARGON, palabra persa que se forma de dos vocablos ZAR que significa oro y GUM que significa color.

Debido a su extrema dureza y resistencia al desgaste se lo usaba y usa hasta hoy en la industria pesada, para fabricar herramientas de corte de otros materiales como rocas, metales, en la industria civil, en la fabricación de resistencias eléctricas de grandes centrales térmicas, en industrias químicas y mecánicas⁴¹.

En la década de los 70 se comenzó a introducirla en el campo médico, como biomaterial pero no fue hasta 1988 en un artículo científico por parte de Christel et al., donde se describe por primera vez su uso exitoso en el remplazo de cabezas de fémur desgastadas en pacientes con problemas de caderas⁴². Este éxito se debió principalmente a la gran resistencia al desgaste de este material, cuando fue comparado con el titanio que se usaba hasta entonces en este tipo de tratamientos. Y a su biocompatibilidad al ser incapaz de producir reacciones inflamatorias en los tejidos óseos y musculares de los pacientes.

Polycrystalline ceramics

Polycrystalline ceramics don't have a vitreous phase, but they only have an internal crystalline structure, whose granules are very close and tight together, which makes them the owners of a hardness and fracture resistance superior to the previous ceramics.

Zirconia and alumina are the ceramic representatives of this group, however, due to the best mechanical properties, zirconia has been gaining more space within dentistry, in the last ten years, to the point that Alumina is no longer manufactured.

Tetragonal zirconia stabilized by ítria (Y-TZP)

Zirconium oxide or zirconia (ZrO_2) has been known for centuries by Persians and Arabs who called it ZARGON, a Persian word that is formed from two ZAR words that means gold and GUM that means color.

Due to its extreme hardness and wear resistance it was used and used until today in heavy industry, to manufacture tools for cutting other materials such as rocks, metals, in civil industry, in the manufacture of electrical resistors of large thermal power plants, in chemical and mechanical industries⁴¹.

In the 70s, it began to be introduced in the medical field, as a biomaterial, but it was not until 1988 in a scientific article by Christel et al., that it describes for the first time its successful use in the replacement of worn femur heads in patients with hip problems⁴². This success was mainly due to the high wear resistance of this material, when compared to the titanium used until then in this type of treatment. And its biocompatibility being unable to produce inflammatory reactions in the bone and muscle tissues of patients.





La entrada de la zirconia a la odontología se produjo hace unos quince años⁴³ debido fundamentalmente a la presión de los odontólogos y de las personas de poder reemplazar los dientes perdidos con materiales que no fueran metálicos y que tuvieran una apariencia igual a los dientes naturales y que sean capaces de resistir las fuerzas y el desgaste masticatorio.

La zirconia tiene tres formas alotrópicas conocidas: la forma monoclinica (M) se encuentra a temperatura ambiente, con el incremento de la temperatura hasta los 1170°C se transforma a tetragonal (T) mientras que temperaturas mayores a los 2370°C pasa a ser cúbica (C). Su punto de fusión se encuentra en los 2716°C⁴⁴⁻⁴⁶.

Para aumentar todavía más su resistencia mecánica, los científicos añadieron pequeñas cantidades de ciertos óxidos metálicos como el Itrio en proporciones de hasta un 3-4% logrando estabilizar su estado en la fase tetragonal, es por esta razón que se la conoce como Zirconia Parcialmente Estabilizada por Itria, o Y-TZP⁴¹.

A diferencia de todas las cerámicas anteriores, esta última no presenta ninguna fase o matriz vítrea, por lo tanto ya no sería ácido-débil, sino más bien pertenece al grupo de las ácido-resistentes. En las cuales el ataque con ácido fluorhídrico (HF) no tiene razón de ser⁴⁷⁻⁴⁹.

Debido a sus excelentes propiedades mecánicas, ha sido llamada el acero cerámico⁵⁰. Y por su nulo intercambio iónico se dice que es inerte químicamente lo cual la hace perfecta para realizar con ella restauraciones dentales que no provoquen irritación ni daño a los tejidos dentales⁵¹.

Algunas marcas comerciales más representativas de zirconia son: In-Ceram Zirconia (IZ) (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), DC Zirkon (DZ) (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland) y Lava Plus (3M ESPE, St.Paul, MN; EEUU).

The entrance of zirconia to dentistry occurred about fifteen years ago⁴³, mainly due to the pressure of dentists and people to be able to replace lost teeth with materials that were not metallic and that looked the same as natural teeth and that are able to resist the forces and the masticatory wear.

Zirconia has three known allotropic forms: the monoclinic form (M) is at room temperature, with the increase in temperature to 1170°C it becomes tetragonal (T) while temperatures greater than 2370°C become cubic (C) Its melting point is found at 2716°C⁴⁴⁻⁴⁶.

To further increase its mechanical strength, the scientists added small amounts of certain metal oxides such as Itrium in proportions of up to 3-4%, stabilizing its state in the tetragonal phase, that's why it is known as Partially Stabilized Zirconia by Itria, or Y-TZP⁴¹.

Unlike all previous ceramics, the latter does not present any glass phase or matrix, therefore it would no longer be weak-acid, but rather belongs to the group of resistant-acid. In which the attack with hydrofluoric acid (HF) has no reason to be⁴⁷⁻⁴⁹.

Due to its excellent mechanical properties, it has been called steel ceramic⁵⁰. And because of its zero ion exchange, it is said to be chemically inert, which makes it perfect for dental restorations that do not cause irritation or damage to dental tissues⁵¹.

Some of the most representative trademarks of zirconia are: In-Ceram Zirconia (IZ) (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), DC Zirkon (DZ) (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland) and Lava Plus (3M ESPE, St.Paul , MN; USA).





Dentro de las propiedades mecánicas más interesantes se destacan su alta tenacidad a la fractura entre 7 a 10 MPa.m^{1/2}, su resistencia flexural de entre 680 a 1200 Mpa, su módulo elástico, similar a algunas aleaciones metálicas 240 GPa y una dureza de 13 GPa⁵², valores superiores hasta en 5 o 6 veces más que las otras cerámicas.

Mientras que tiene gránulos de zirconia en forma de finas partículas que varían de tamaño y pueden presentar menos de 1 μ de espesor aglomerados y fuertemente unidos por sus bordes dejando espacios de menos de 0,3 μ o menos en donde se localizan porosidades que apenas suman un 1% o menos de su volumen total⁵². Lo que explica su alta dureza.

La Y-TZP es considerada un material inteligente debido a que es capaz de evitar que una microfractura avance por medio del grosor de su cuerpo cuando está sometido a stress y termine quebrándola.

Este fenómeno se debe al hecho de que cuando una fisura o un defecto se hace presente en su superficie, los cristales de zirconia estabilizada cambian de estado tetragonal para monoclinico; con cada cambio de estado sus gránulos aumentan de volumen entre un 4 a 5% produciendo un efecto de compresión sobre la fisura obstaculizando el avance de esta⁵³ (**figura 3**).

Among the most interesting mechanical properties are its high fracture toughness between 7 to 10 MPa.m^{1/2}, its flexural strength between 680 to 1200 Mpa, its elastic modulus, similar to some 240 GPa metal alloys and a hardness of 13 GPa⁵², higher values up to 5 or 6 times more than the other ceramics.

While it has granules of zirconia in the form of fine particles that vary in size and can have less than 1 μ thick and agglomerated together by their edges leaving spaces of less than 0.3 μ or less where porosities that barely add up to 1 are located % or less of its total volume⁵². Which explains its high hardness.

The Y-TZP is considered an intelligent material because it is able to prevent a microfracture from advancing through the thickness of your body when it is under stress and ends up breaking it.

This phenomenon is due to the fact that when a fissure or defect is present on its surface, stabilized zirconia crystals change from tetragonal to monoclinic; with each change of state their granules increase in volume by 4 to 5% producing a compression effect on the fissure, hindering the advance of this⁵³ (**figure 3**).

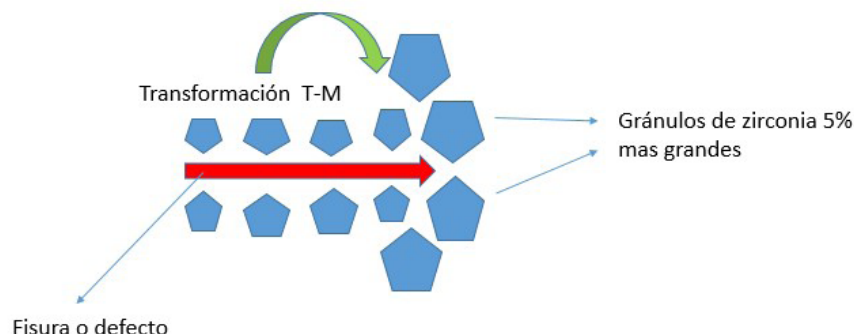


Figura 3. Muestra la transformación de la fase tetragonal para monoclinica de la Y-YTZP al experimentar la presencia de un defecto (en rojo) inducido por un factor externo, lo que produce un aumento del volumen de los cristales de zirconia en un 5% que aumentan la presión sobre la fisura, dificultando su avance; shows the transformation of the tetragonal phase for Y-YTZP monoclinic when experiencing the presence of a defect (in red) induced by an external factor, which produces an increase in the volume of zirconia crystals by 5% which they increase the pressure on the fissure, hindering its advance.





En cuanto a sus propiedades ópticas, tiene un color blanco opaco debido a que los gránulos están muy cohesionados entre sí. Lo que dificulta el paso de la luz, por lo que ella no es reflejada y menos transmitida por medio de su espesor, produciendo un gran efecto de dispersión de la misma.

Investigaciones afirman que en comparación con el disilicato de litio, la Y-TZP solo tiene una translucencia del 70%^{54,55}.

Sin embargo, el color blanco característico de ella la hace muy útil a momento de querer igualar al color de los dientes naturales.

Recientemente, los investigadores han propuesto alteraciones de las piezas totalmente cerámicas en zirconia con reducción del tamaño de los gránulos y el aumento de la fase cúbica que vuelve a la zirconia más translúcida.

Por su inercia química muchos investigadores sugieren realizar tratamientos en la superficie interna de ella para mejorar su adhesión. Tratamientos como el arenado triboquímico (Sistema Cojet o Rocatec 3M ESPE, St.Paul, MN; EEUU) es actualmente el gold estándar cuando de adherirla con cementos resinosos se trata⁵⁶⁻⁵⁸.

Debido a la capa de oxígeno que contamina su superficie, se está usando con mucho éxito, sistemas adhesivos que contienen monómeros ácidos-fosfatados, particularmente el 10 MDP que ha demostrado que ser capaz de unirse químicamente a su superficie⁵⁹⁻⁶¹.

Microestructura

Está compuesta por cristales en forma de gránulos de forma tetragonal, lo que se conoce con el nombre de fase metaestable tetragonal (T) estos gránulos son estables a temperatura ambiente porque los fabricantes le adicionan 2-5% mol % de óxido de Itria (Y_2O_3)⁴⁴.

Producto de la ausencia de sílica en su estructura interna ella no posee un intercamb-

As for its optical properties, it has an opaque white color because the granules are very cohesive with each other. What hinders the passage of light, so it is not reflected and less transmitted through its thickness, producing a great effect of dispersion of it.

Research states that compared to lithium disilicate, Y-TZP only has a translucency of 70%^{54,55}.

However, the characteristic white color of it makes it very useful when wanting to match the color of natural teeth.

Recently, researchers have proposed alterations of the totally ceramic pieces in zirconia with reduced granule size and an increase in the cubic phase that returns to the more translucent zirconia.

Due to its chemical inertia, many researchers suggest carrying out treatments on the internal surface of it to improve its adhesion. Treatments such as tribochemical sandblasting (Cojet System or Rocatec 3M ESPE, St.Paul, MN; USA) is currently the gold standard when adhering with resinous cements is treated⁵⁶⁻⁵⁸.

Due to the oxygen layer that contaminates its surface, adhesive systems containing acid-phosphated monomers, particularly the MDP that has been shown to be able to chemically bond to its surface⁵⁹⁻⁶¹, are being used with great success.

Microstructure

It is composed of crystals in the form of granules of tetragonal form, which is known as the tetragonal metastable phase (T) these granules are stable at room temperature because manufacturers add 2-5% mol% of Itria oxide (Y_2O_3)⁴⁴.

Due to the absence of silica in its internal structure, it does not have an ion exchan-



bio iónico⁶² razón por la cual no es posible realizar un grabado ácido con HF al momento de intentar hacer un procedimiento de adhesión.

Usos clínicos

Por sus excelentes propiedades mecánicas y ópticas se pueden hacer restauraciones protésicas extensas, puentes de más de 3 unidades, coronas y prótesis sobre implantes, implantes, brackets de ortodoncia, postes endodónticos, incrustaciones inlays y onlays.

Procesamiento

Se pueden obtener restauraciones por medio de procedimientos de CAD CAM, seguido de sinterización.

ge⁶², which is why it is not possible to perform an acid etch with HF when trying to make an adhesion procedure.

Clinical uses

Due to its excellent mechanical and optical properties, extensive prosthetic restorations, bridges of more than 3 units, crowns and prostheses on implants, implants, orthodontic brackets, endodontic posts, inlays and onlays can be made.

Processing

Restorations can be obtained through CAD CAM procedures, followed by sintering.



Figura 4. Puente de Y-TZP recubierta con cerámica feldespática (VM9) de piezas 32-42 mostrando muy buena integración y estética con sus dientes vecinos; Y-TZP bridge covered with feldspathic ceramic (VM9) of pieces 32-42 showing very good integration and aesthetics with its neighboring teeth.

Cerámicas híbridas (compositos diferenciados y especiales)

El desarrollo del CAD CAM en los últimos años ha permitido también la búsqueda y evolución de nuevos materiales cerámicos capaces de compensar algunas de las deficiencias en las propiedades mecánicas y físicas de las cerámicas actuales.

Como hemos visto hasta ahora, los diversos materiales cerámicos, son esencialmente inorgánicos, que llevan en su composición

Hybrid ceramics (differentiated and special composites)

The development of CAD CAM in recent years has also allowed the search and evolution of new ceramic materials capable of compensating for some of the deficiencies in the mechanical and physical properties of current ceramics.

As we have seen so far, the various ceramic materials are essentially inorganic, which carry in their internal composition various





interna diversas proporciones de fases vítreas y/o cristalinas que les proporcionan distintos grados de dureza, resistencia a la fractura, resistencia al desgaste, así como también distintos niveles de translucidez, opalescencia y fluorescencia.

Sin embargo, no siempre es posible encontrar una cerámica con las propiedades ideales, por ejemplo, una zirconia con alto contenido cristalino será más dura y resistente a la fractura que las demás, pero en cambio será más difícil de cementar. Una feldespática, que puede tener estupendas propiedades ópticas, pero en cambio si no está bien pulida puede tener un alto potencial de desgaste de los dientes antagonistas.

Los composites se han usado durante décadas para la restauración estética de los dientes cariados, o fracturados con excelentes resultados. Sin embargo todavía persisten muchos problemas con ellos, especialmente la contracción que sufren durante su polimerización, pobres propiedades mecánicas y poca resistencia al desgaste⁶³.

Esto ha llevado a muchos investigadores de todo el mundo a desarrollar un material que conjugue lo mejor de estos dos elementos para que se convierta en una nueva alternativa al momento de restaurar los dientes.

La compañía VITA lanzó al mercado en 2011, un material llamado VITA ENAMIC (Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) que fue descrito por sus fabricantes como una cerámica porosa de vidrio infiltrada por polímeros. Debido a ello son conocidos como PICN⁶⁴ (polymer infiltrated ceramics network).

Estas cerámicas tienen un 86% de fase vítrea y un 14% de polímero, infiltrado a diferentes presiones y temperaturas, para obtener cerámicas de diferentes densidades, con el objeto de ir mejorando tanto sus cualidades mecánicas como ópticas^{63,65}.

Obteniendo con ello por primera vez un ma-

proportions of vitreous and/or crystalline phases that provide them with different degrees of hardness, fracture resistance, wear resistance, as well as different levels of translucency, opalescence and fluorescence.

However, it is not always possible to find a ceramic with the ideal properties, for example a zirconia with a high crystalline content will be harder and resistant to fracture than the others, but instead it will be more difficult to cement. A feldspathic, which can have great optical properties, but if it is not well polished, it can have a high wear potential of the opposing teeth.

The composites have been used for decades for the aesthetic restoration of decayed teeth, or fractured with excellent results. However, there are still many problems with them, especially the contraction they suffer during polymerization, poor mechanical properties and poor wear resistance⁶³.

This has led many researchers around the world to develop a material that combines the best of these two elements so that it becomes a new alternative when restoring teeth.

The VITA company launched in 2011, a material called VITA ENAMIC (Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) that was described by its manufacturers as a porous glass ceramic infiltrated by polymers. Because of this they are known as PICN⁶⁴ (polymer infiltrated ceramics network).

These ceramics have 86% glass phase and 14% polymer, infiltrated at different pressures and temperatures, to obtain ceramics of different densities, in order to improve both their mechanical and optical qualities^{63,65}.

Obtaining with it for the first time a restorati-





terial restaurador con las mismas características del esmalte y la dentina.

Posterior a este lanzamiento, se han presentado en el mercado odontológico bloques nanocerámicos de resina compuesta reforzadas con nano relleno como es el caso de Lava Ultimate (3M ESPE)⁶⁶, o de rellenos nano híbridos como Cerasmart (GC Europe), Brava Block (FGM, Joinville. Santa Catarina, Brasil), entre otros.

Propiedades mecánicas y ópticas

Ellas presentan una resistencia flexural de hasta 160 MPa, esto es la mitad de lo que alcanzan los disilicatos de litio, pero tres veces más de lo que tienen las feldespáticas. De igual manera cuando comparados con la resistencia a la flexión de los polímeros que se encuentra en alrededor de 130 MPa, se puede observar que este valor aumenta en las PICN.

Esto se consigue porque los poros de la cerámica son rellenados, al momento de la infiltración, por el polímero, y cuando una fuerza intenta deformar al cuerpo, este reacciona concentrando el stress en la zona polimérica, mucho más elástica, que la fase cerámica y de esta manera es capaz de disipar las fuerzas que podrían romperlo. Esta es la misma razón por la cual tienen un módulo elástico de 16-28,1 GPa que es mucho mayor que las otras cerámicas y composites⁶⁴.

Es muy bien conocido que las feldespáticas y los disilicatos no soportan una deformación más allá del 0,1 al 0,2% antes de fracturarse, por lo tanto son frágiles, pero las PICN son capaces de resistir tensiones de deformación hasta del 4,1% antes de romperse. Lo cual mejoraría la vida clínica de las restauraciones porque si es capaz de soportar altas deformaciones es muy posible que soporte muy bien las cargas masticatorias.

Resulta interesante también anotar que el módulo elástico de la dentina esta entre 16

ve material with the same characteristics of enamel and dentin.

Subsequent to this launch, nano-ceramic blocks of composite resin reinforced with nano fillers have been launched on the dental market, such as Lava Ultimate (3M ESPE)⁶⁶, or nano-hybrid fillers such as Cerasmart (GC Europe), Brava Block (FGM, Joinville. Santa Catarina, Brazil), among others.

Mechanical and optical properties

They have a flexural resistance of up to 160 MPa, this is half of what lithium disilicates reach, but three times more than feldspathic ones have. Similarly when compared to the flexural strength of polymers that is around 130 MPa, it can be seen that this value increases in the PICN.

This is achieved because the pores of the ceramic are filled, at the time of infiltration, by the polymer, and when a force tries to deform the body, it reacts by concentrating the stress in the polymeric zone, much more elastic, than the ceramic phase and In this way it is able to dissipate the forces that could break it. This is the same reason why they have an elastic modulus of 16-28.1 GPa that is much larger than the other ceramics and composites⁶⁴.

It is very well known that feldspathic and disilicates do not withstand deformation beyond 0.1 to 0.2% before fracturing, therefore they are fragile, but PICNs are capable of withstanding deformation stresses up to 4.1 % before breaking. Which would improve the clinical life of the restorations because if it is able to withstand high deformations it is very possible that it supports very well the masticatory loads.

It is also interesting to note that the elastic dentin module is between 16 and 20.3





al 20,3 GPa, muy similar a los 16-28,1 de las PICN, lo que favorecería la presencia de un stress más uniforme entre estos dos sustratos cuando estén unidos por medio de un agente adhesivo, al momento de soportar las cargas masticatorias.

En cuanto a sus propiedades ópticas, sin bien es cierto que los fabricantes proveen una gama grande de colores y brillos, con capas de resina transparente y opaca que intentan asemejarse a la dentina y al esmalte, hasta hoy en día, las PICN no consiguen igualar las características ópticas de los dientes naturales⁶⁷.

A diferencia de las otras cerámicas, en estas se observa una pérdida de brillo con el paso del tiempo.

Microestructura

Estos materiales se fabrican a altas temperaturas y altas presiones, razón por la cual alcanzan altos porcentajes de grados de conversión (85%) lo cual mejora notablemente sus propiedades mecánicas⁶⁸ siguiendo dos pasos: primero una red de cerámica vítrea y porosa es producida y acondicionada por un agente de enlace. Segundo, la fase vítrea de la cerámica es reemplazada y al mismo tiempo infiltrada con un polímero por acción capilar^{64,65}.

Para producir una PICN los fabricantes manipulan el tamaño de la partícula de cerámica, utilizando diferentes temperaturas de cocción, entonces es tratada químicamente con un agente de enlace generalmente un silano, para luego rellenar sus poros con UDMA, TEDMA e otros monómeros de metacrilato, que serán sometidos a calor para que polimericen dentro del esqueleto de ella⁶⁴.

Esto permite la formación de dos fases distintas: la una cerámica y la otra polimérica, que reemplaza a la frágil fase vítrea de las demás cerámicas.

Este nuevo elemento así formado tendrá entonces una reducida fragilidad y rigidez

GPa, very similar to the 16-28.1 of the PICN, which would favor the presence of a more uniform stress between these two substrates when they are joined by means of an adhesive agent, when supporting the masticatory loads.

As for its optical properties, it is true that manufacturers provide a large range of colors and glare, with layers of transparent and opaque resin that try to resemble dentin and enamel, until today, the PICN can not match the optical characteristics of natural teeth⁶⁷.

Unlike the other ceramics, there is a loss of brightness in these over time.

Microstructure

These materials are manufactured at high temperatures and high pressures, which is why they reach high percentages of degrees of conversion (85%) which greatly improves their mechanical properties⁶⁸ by following two steps: first a network of vitreous and porous ceramic is produced and conditioned by a bonding agent. Second, the vitreous phase of the ceramic is replaced and at the same time infiltrated with a polymer by capillary action^{64,65}.

To produce a PICN manufacturers manipulate the size of the ceramic particle, using different cooking temperatures, then it is chemically treated with a bonding agent usually a silane, and then fill its pores with UDMA, TEDMA and other methacrylate monomers, which they will be subjected to heat so that they polymerize inside her skeleton⁶⁴.

This allows the formation of two distinct phases: the one ceramic and the other polymeric, which replaces the fragile vitreous phase of the other ceramics.

This new element thus formed will then have a reduced fragility and stiffness along with



junto con una mejorada resistencia a la fractura y una adecuada dureza para ser trabajada con más facilidad en el CAD CAM.

El potencial de desgaste o abrasión de las PICN con los dientes naturales antagonistas es mucho menor que el de las cerámicas vítreas.

Usos clínicos

A pesar de sus limitaciones en sus propiedades ópticas a largo plazo, con estos nuevos materiales se viene realizando, coronas unitarias, incrustaciones, inlays, onlays, overlays, coronas sobre implantes y restauraciones adhesivas con la técnica de mínima preparación o mínimo desgaste en zonas de dientes anteriores para reemplazar un único diente⁶⁹.

Sin embargo se necesitan más estudios clínicos a largo plazo de comparación de las PICN frente a otras cerámicas dentales.

Procesamiento

Se pueden obtener piezas por medio del CAD CAM, seguido de polimerización, que puede ser de alta temperatura y alta presión (HT-HP).

Discusión

Desde su apareamiento en 1960, las cerámicas dentales han experimentado una indudable evolución y cambio tanto de sus propiedades mecánicas como ópticas, para asemejarse a un diente natural en su color, en su textura y en su resistencia al desgaste y a las fuerzas masticatorias.

Las primeras porcelanas fueron las feldespáticas que al ser obtenidas de la fusión del feldespato por medio de un proceso de tratamiento térmico a altas temperaturas (800 a 1200°C) son capaces de formar un elemento vítreo, que contiene núcleos cristalinos de leucita². Estas dos fases hacen que dichas porcelanas tengan unas excelentes características ópticas, pero malas condiciones mecánicas, por lo tanto son incapaces de resistir las fuerzas de oclusión

an improved fracture resistance and adequate hardness to be more easily worked in the CAD CAM.

The potential for wear or abrasion of PICN with antagonistic natural teeth is much less than that of vitreous ceramics.

Clinical uses

In spite of its limitations in its long-term optical properties, with these new materials, unit crowns, inlays, onlays, overlays, crowns on implants and adhesive restorations are being made with the technique of minimum preparation or minimum wear in areas of anterior teeth to replace a single tooth⁶⁹.

However, more long-term clinical studies are needed to compare the PICN versus other dental ceramics.

Processing

Parts can be obtained through CAD CAM, followed by polymerization, which can be high temperature and high pressure (HT-HP).

Discussion

Since its appearance in 1960, dental ceramics have undergone an undoubted evolution and change of both their mechanical and optical properties, to resemble a natural tooth in its color, texture and resistance to wear and masticatory forces.

The first porcelains were feldspathic which, when obtained from the fusion of feldspar by means of a heat treatment process at high temperatures (800 to 1200°C), are capable of forming a glassy element, which contains crystalline leucite nuclei². These two phases make these porcelains have excellent optical characteristics, but poor mechanical conditions, therefore they are incapable of resisting occlusion forces and require mechanical support to survive in the mouth.





y requieren un respaldo mecánico para poder sobrevivir en la boca. Son las que se usan para fabricar coronas y puentes de metal-porcelana.

Hoy en día gracias a los avances notables de los adhesivos dentales, estas porcelanas pueden ser usadas en los incisivos y caninos, cuando se trata de hacer unas carillas estéticas, con la condición de que estén adheridas al esmalte dental¹⁷.

No tienen buenos resultados cuando están soportadas por dentina.

Las leucitas, tienen núcleos cristalinos más grandes que las porcelanas anteriores y tienen una fase vítrea en menor proporción lo que las hace más resistentes y con buenas propiedades mecánicas. Son muy útiles para hacer carillas en dientes anteriores, de la misma manera deben estar siempre adheridas a esmalte. Al igual que las feldespáticas son utilizadas en las llamadas "carillas o lentes de contacto" Pero todavía estas tienen altos índices de fracaso o fractura cuando se hacen coronas y puentes dentales.

Las cerámicas vítreas de disilicato de litio ya poseen en su interior cristales mucho más largos y grandes de disilicato que están rodeadas por una matriz vítrea³¹. Pero esta estructura así formada es el resultado de un proceso que se llama de ceramización el cual permite a los fabricantes modificar y mejorar las propiedades de resistencia mecánica de estas variando la temperatura de cocción y con ello logran producir un material cerámico casi sin microporos.

Con todas estas condiciones, los disilicatos de litio, son capaces de resistir y tolerar fuerzas masticatorias de hasta 400 Mpa. Con lo cual ya se podrían hacer coronas totales sin metal en zonas de premolares y puentes de hasta tres unidades en anteriores con muy buenos resultados a largo plazo⁴⁰.

Por último, las cerámicas cristalinas como las zirconias, no presentan una matriz vítrea,

They are the ones used to make crowns and bridges made of metal-porcelain.

Nowadays, thanks to the remarkable advances of dental adhesives, these porcelains can be used in the incisors and canines, when it comes to making aesthetic veneers, with the condition that they are attached to dental enamel¹⁷.

They do not have good results when they are supported by dentin.

The leucites have crystalline nuclei larger than the previous porcelains and have a vitreous phase in a smaller proportion which makes them more resistant and with good mechanical properties. They are very useful for veneers on anterior teeth, in the same way they must always be adhered to enamel. Like feldspats, they are used in the so-called "contact lens veneers". But they still have high rates of failure or fracture when crowns and dental bridges are made.

Vitreous lithium disilicate ceramics already have much longer and larger disilicate crystals inside them that are surrounded by a vitreous matrix³¹. But this structure thus formed is the result of a process called ceramization which allows manufacturers to modify and improve their mechanical resistance properties by varying the cooking temperature and thereby produce a ceramic material almost without micropores.

With all these conditions, lithium disilicates are able to resist and tolerate chewing forces of up to 400 Mpa. With which you could already make total crowns without metal in areas of premolars and bridges of up to three units in previous ones with very good long-term results⁴⁰.

Finally, crystalline ceramics such as zirco-





sino que ellas solo están conformadas por la unión casi perfecta de cristales de zirconio, que además tiene la característica única de que cuando son sometidos a stress o un estímulo externo que intentan dañarlas, estas se transforman de su fase tetragonal a una monoclinica⁵². Este fenómeno único en los materiales cerámicos, viene acompañado de un aumento de su volumen en un 5%. Lo que comprime el avance de cualquier microfisura que se haya formado internamente, impidiendo su camino, haciendo más difícil la fractura del material.

Todas estas características hacen de ella un cuerpo muy duro, y altamente resistente.

Por esta razón con ellas ya se pueden hacer puentes grandes en zonas posteriores, coronas individuales, y estructuras para implantes, incluso implantes mismo. Pero hace muy difícil su cementación.

La técnica correcta para adherir una pieza de Y-TZP al diente pasa por el uso de un arenado triboquímico, seguido de silanos y adhesivos a base de monómeros fosfato ácidos. (10 MDP)⁵⁸.

Conclusiones

Las cerámicas dentales poco a poco han ido superando sus limitaciones hasta el punto de convertirse en elementos restauradores muy buscados por los odontólogos, pacientes, y técnicos dentales.

Hoy en día existen varios tipos de cerámicas, cada una con diferentes características las cuales permiten al odontólogo rehabilitar dientes con excelente naturalidad.

Existen estudios clínicos a largo plazo de muchas de estas cerámicas, en otros países, sin embargo en nuestro país no tenemos datos que nos confirmen o descarten dichos resultados, sería de mucha utilidad científica desarrollar investigaciones en nuestro medio.

nias do not have a vitreous matrix, but they are only made up of the almost perfect union of zirconium crystals, that also has the unique characteristic that when they are subjected to stress or an external stimulus that they try to damage them, they are transformed from their tetragonal phase to monoclinic⁵². This unique phenomenon in ceramic materials is accompanied by an increase in volume by 5%. What compresses the advance of any microfissure that has formed internally, preventing its path, making the fracture of the material more difficult.

All these characteristics make it a very hard, and highly resistant body.

For this reason, large bridges can now be made in posterior areas, individual crowns, and implant structures, including implants. But it makes cementation very difficult.

The correct technique to adhere a piece of Y-TZP to the tooth involves the use of a tribochemical sandblasting, followed by silanes and adhesives based on acidic phosphate monomers. (10 MDP)⁵⁸.

Conclusions

Dental ceramics have gradually overcome their limitations to the point of becoming highly sought after restorative elements by dentists, patients, and dental technicians.

Today there are several types of ceramics, each with different characteristics which allow the dentist to rehabilitate teeth with excellent naturalness.

There are long-term clinical studies of many of these ceramics, in other countries, however in our country we do not have data to confirm or discard these results, it would be very useful to develop research in our environment.





Bibliografía

- Rosenblum MA, Schulman A. A Review of All-Ceramic Restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 1997;128(3):297-307.
- Cesar P. Cerâmicas odontológicas. *Acedido em*. 2011;13(05).
- Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *Journal of conservative dentistry: JCD*. 2010;13(4):195.
- Craig RG, Powers JM. *Materiais dentários restauradores*: Santos; 2004.
- Gomes E, Assunção W, Rocha E, Santos P. Ceramic in dentistry: current situation. *Cerâmica*. 2008;54(331):319-25.
- Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics*. 2015;28(3).
- Denry IL. Recent Advances in Ceramics for Dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 1996;7(2):134-43.
- Al-Harathi AA, Aljoudi M, Almaliki M, El-Banna K. Laboratory Study of Micro-shear Bond Strength of Two Resin Cements to Leucite Ceramics using Different Ceramic Primers. *The journal of contemporary dental practice*. 2018;19(8):918-24.
- Stangel I, Nathanson D, Hsu C. Shear strength of the composite bond to etched porcelain. *Journal of dental research*. 1987;66(9):1460-5.
- Spohr AM, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MAC, Knowles JC. Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramic. *International Journal of Prosthodontics*. 2003;16(3).
- Cesar PF, Yoshimura HN, Júnior WGM, Okada CY. Correlation between fracture toughness and leucite content in dental porcelains. *Journal of dentistry*. 2005;33(9):721-9.
- Morena R, Lockwood P, Fairhurst C. Fracture toughness of commercial dental porcelains. *Dental Materials*. 1986;2(2):58-62.
- Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarke RL, Lynch E. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dental Materials*. 2001;17(1):21-33.
- Denry IL, Mackert JR, Holloway JA, Rosenstiel SF. Effect of Cubic Leucite Stabilization on the Flexural Strength of Feldspathic Dental Porcelain. *Journal of dental research*. 1996;75(12):1928-35.
- Cattell MJ, Clarke RL, Lynch EJR. The transverse strength, reliability and microstructural features of four dental ceramics — Part I. *Journal of Dentistry*. 1997;25(5):399-407.
- Quinn J, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dental Materials*. 2003;19(7):603-11.
- Gresnigt MM, Cune MS, Schuitemaker J, van der Made SA, Meisberger EW, Magne P, et al. Performance of ceramic laminate veneers with immediate dentine sealing: An 11 year prospective clinical trial. *Dental Materials*. 2019;35(7):1042-52.
- Beier US, Kapferer I, Burtscher D, Dumfahrt H. Clinical performance of porcelain laminate veneers for up to 20 years. *International Journal of Prosthodontics*. 2012;25(1):79-85.
- Layton DM, Walton TR. The up to 21-year clinical outcome and survival of feldspathic porcelain veneers: accounting for clustering. *International Journal of Prosthodontics*. 2012;25(6).
- Ong JL, Farley DW, Norling BK. Quantification of leucite concentration using X-ray diffraction. *Dental Materials*. 2000;16(1):20-5.
- Mackert Jr J, Williams A. Microcracks in dental porcelain and their behavior during multiple firing. *Journal of dental research*. 1996;75(7):1484-90.
- Mackert Jr J, Rueggeberg E, Lockwood P, Evans A, Thompson W. Isothermal anneal effect on microcrack density around leucite particles in dental porcelain. *Journal of dental research*. 1994;73(6):1221-7.
- Mackert JR, Williams AL, Ergle JW, Russell CM. Water-enhanced crystallization of leucite in dental porcelain. *Dental Materials*. 2000;16(6):426-31.
- Morena R, Lockwood PE, Fairhurst CW. Fracture toughness of commercial dental porcelains. *Dental Materials*. 1986;2(2):58-62.
- Kon M, Kawano F, Asaoka K, Matsumoto N. Effect of Leucite Crystals on the Strength of Glassy Porcelain. *Dental Materials Journal*. 1994;13(2):138-47,269.
- Maunula H, Hjerpe J, Lassila LL, Närhi T. Optical Properties and Failure Load of Thin CAD/CAM Ceramic Veneers. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 2017;25(2):86-92.
- Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian dental journal*. 2011;56:84-96.
- Krämer N, Taschner M, Lohbauer U, Petschelt A, Frankenberger R. Totally bonded ceramic inlays and onlays after eight years. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2008;10(4).
- Zarone F, Di Mauro MI, Ausiello P, Ruggiero G, Sorrentino R. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health*. 2019;19(1):134.





30. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Influence of hot pressing on the microstructure and fracture toughness of two pressable dental glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials.* 2004;71(1):99-107.
31. Zarone F, Ferrari M, Mangano FG, Leone R, Sorrentino R. "Digitally oriented materials": focus on lithium disilicate ceramics. *International journal of dentistry.* 2016;2016.
32. Lien W, Roberts HW, Platt JA, Vandewalle KS, Hill TJ, Chu T-MG. Microstructural evolution and physical behavior of a lithium disilicate glass-ceramic. *Dental materials.* 2015;31(8):928-40.
33. Belli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dental Materials.* 2014;30(4):424-32.
34. Song X-F, Ren H-T, Yin L. Machinability of lithium disilicate glass ceramic in in vitro dental diamond bur adjusting process. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials.* 2016;53:78-92.
35. Bühler-Zemp P, Völkel T. IPS e. max CAD Scientific documentation. *Ivoclar Vivadent.* 2005:1-16.
36. Forster A, Ungvári K, Györgyey Á, Kukovecz Á, Turzó K, Nagy K. Human epithelial tissue culture study on restorative materials. *Journal of dentistry.* 2014;42(1):7-14.
37. Höland W, Apel E, van't Hoen C, Rheinberger V. Studies of crystal phase formations in high-strength lithium disilicate glass-ceramics. *Journal of Non-Crystalline Solids.* 2006;352(38-39):4041-50.
38. Denry I, Holloway J. Ceramics for dental applications: a review. *Materials.* 2010;3(1):351-68.
39. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A Clinical Evaluation of Chairside Lithium Disilicate CAD/CAM Crowns. *The Journal of the American Dental Association.* 2010;141:10S-4S.
40. Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clinical Oral Investigations.* 2013;17(1):275-84.
41. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1):1-25.
42. Christel P, Meunier A, Dorlot JM, Crolet JM, Witvoet J, Sedel L, et al. Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery. *Annals of the New York Academy of Sciences.* 1988;523(1):234-56.
43. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *Journal of prosthodontic research.* 2013;57(4):236-61.
44. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental materials.* 2008;24(3):289-98.
45. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials.* 2008;24(3):299-307.
46. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of dentistry.* 2007;35(11):819-26.
47. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: Adhesive methods and their durability. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 1995;73(3):240-9.
48. Kirmali O, Kustarci A, Kapdan A, Er K. Efficacy of surface roughness and bond strength of Y-TZP zirconia after various pre-treatments. *Photomedicine and laser surgery.* 2015;33(1):15-21.
49. De Mello CC, Bitencourt SB, dos Santos DM, Pesqueira AA, Pellizzer EP, Goiato MC. The Effect of Surface Treatment on Shear Bond Strength between Y-TZP and Veneer Ceramic: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Prosthodontics.* 2018;27(7):624-35.
50. Garvie R, Hannink R, Pascoe R. Ceramic steel? *Nature.* 1975;258(5537):703.
51. Kim JE, Kim JH, Shim JS, Roh BD, Shin Y. Effect of Surface Treatment on Shear Bond Strength between Resin Cement and Ce-TZP/Al₂O₃. *Biomater Res Int.* 2016;2016:7576942.
52. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials.* 2004;20(5):449-56.
53. Miranda RBP, Miranda WGJ, Lazar DRR, Utsui V, Marchi J, Cesar PF. Effect of titania content and biomimetic coating on the mechanical properties of the Y-TZP/TiO₂ composite. *Dent Mater.* 2018;34(2):238-45.
54. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2010;104(1):6-12.
55. Le M, Larsson C, Papia E. Bond strength between MDP-based cement and translucent zirconia. *Dent Mater J.* 2019;38(3):480-9.
56. Araujo AMM, Januario A, Moura DMD, Tribst JPM, Ozcan M, Souza ROA. Can the Application of Multi-Mode Adhesive be a Substitute to Silicized/Silanized Y-TZP Ceramics? *Braz Dent J.* 2018;29(3):275-81.
57. Dal Piva AMO, Carvalho RLA, Lima AL, Bottino MA, Melo RM, Valandro LF. Silica coating fo-

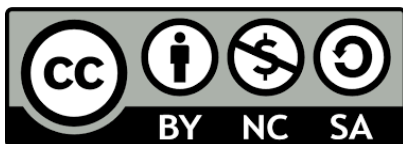




- llowed by heat-treatment of MDP-primer for resin bond stability to yttria-stabilized zirconia polycrystals. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2019;107(1):104-11.
58. Melo R, Souza R, Dursun E, Monteiro E, Valandro L, Bottino M. Surface treatments of zirconia to enhance bonding durability. *Operative dentistry.* 2015;40(6):636-43.
 59. Yue X, Hou X, Gao J, Bao P, Shen J. Effects of MDP-based primers on shear bond strength between resin cement and zirconia. *Exp Ther Med.* 2019;17(5):3564-72.
 60. Ahn JS, Yi YA, Lee Y, Seo DG. Shear Bond Strength of MDP-Containing Self-Adhesive Resin Cement and Y-TZP Ceramics: Effect of Phosphate Monomer-Containing Primers. *Biomed Res Int.* 2015;2015:389234.
 61. Yang L, Chen B, Xie H, Chen Y, Chen Y, Chen C. Durability of Resin Bonding to Zirconia Using Products Containing 10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate. *J Adhes Dent.* 2018;20(4):279-87.
 62. Treccani L, Klein TY, Meder F, Pardun K, Rezwan K. Functionalized ceramics for biomedical, biotechnological and environmental applications. *Acta biomaterialia.* 2013;9(7):7115-50.
 63. He L-H, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dental Materials.* 2011;27(6):527-34.
 64. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials.* 2013;29(4):419-26.
 65. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials.* 2014;30(5):564-9.
 66. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental Materials.* 2016;32(11):e275-e83.
 67. Eldafrawy M, Nguyen JF, Mainjot AK, Sadoun MJ. A Functionally Graded PICN Material for Biomimetic CAD-CAM Blocks. *Journal of dental research.* 2018;97(12):1324-30.
 68. Nguyen J-F, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dental Materials.* 2012;28(5):529-34.
 69. Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *Journal of dental research.* 2016;95(5):487-95.



Marcelo, Cascante; <https://orcid.org/0000-0003-3474-6196>
 Ines, Villacis; <https://orcid.org/0000-0002-3994-2121>
 Igor, Medeiros; <https://orcid.org/0000-0002-7862-4767>



RECONOCIMIENTO-NOCOMERCIAL-COMPARTIRIGUAL
 CC BY-NC-SA

ESTA LICENCIA PERMITE A OTROS ENTREMESCLAR, AJUSTAR Y CONSTRUIR A PARTIR DE SU OBRA CON FINES NO COMERCIALES, SIEMPRE Y CUANDO LE RECONOZCAN LA AUTORÍA Y SUS NUEVAS CREACIONES ESTÉN BAJO UNA LICENCIA CON LOS MISMOS TÉRMINOS



DOI: 10.29166/odontologia.vol21.n2.2019-114-122

URL: <http://revistadigital.uce.edu.ec/index.php/odontologia/article/view/2064>



ODONTOLOGÍA

REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

**Corticotomía selectiva y ortodoncia: distancia y tiempo en que se logra realizar un desplazamiento.
Revisión bibliográfica**

**Selective corticotomy and orthodontics: distance and time in which a displacement is achieved.
Bibliographic review**

**Corticotomia seletiva e ortodontia: distância e tempo em que um deslocamento é alcançado.
Revisão bibliográfica**

Héctor Eduardo Méndez Zapata¹, José Angel Lonato Ponce², Jelsyka Quirós Castillo³

RECIBIDO: 18/12/2018 **ACEPTADO:** 29/03/2019 **PUBLICADO:** 01/07/2019

1. Residente del Instituto Mexicano de Ortodoncia. León, Gto. México. C.D.E.C.M.
2. Profesor del Instituto Mexicano de Ortodoncia. León, Gto. México. C.D.E.O.
3. Profesora del Instituto Mexicano de Ortodoncia. León, Gto. México.

CORRESPONDENCIA

Héctor Eduardo Méndez Zapata
Residente de ortodoncia IMO,
Boulevard la Palmas; Colonia Arbide;
León GTO; México;

lao_mdz18@hotmail.com

RESUMEN

La corticotomía se define como una osteotomía, en la cual, se corta el hueso cortical, perforando o alterando mecánicamente de una manera quirúrgica controlada y al mismo tiempo penetrando mínimamente en la médula ósea para acelerar el movimiento dental ortodóntico en respuesta a una demanda de los pacientes en cuanto a la efectividad del tratamiento y al rápido movimiento de cada zona. **Objetivo:** Mediante una revisión bibliográfica, determinar la distancia y tiempo en que se logra llevar a cabo un desplazamiento o movimiento ortodóntico después de haber realizado una corticotomía selectiva. Para la búsqueda, se utilizaron plataformas como Pubmed, Scielo, Science Direct y Google Scholar, en las que se empleó palabras claves como distancia, tiempo, corticotomía selectiva y tratamiento de ortodoncia y se buscaron artículos publicados entre el 2001 y 2017. **Resultados:** se obtuvo que los movimientos se realizan en un periodo de 4 meses, respecto a la distancia y se observó que se logra desplazar un promedio de 3.5 mm. **Conclusiones:** En pacientes adultos, ha aumentado la exigencia sobre reducir tiempos de tratamiento, la ortodoncia facilitada por corticotomía consigue llevar a cabo un tratamiento exitoso y disminuir los tiempos de tratamiento. Sin embargo, la evidencia es escasa, pues está basada principalmente en reportes de casos, por lo cual se requiere mayor investigación acerca de este procedimiento.

Palabras clave: Ortodoncia; osteotomía; hueso cortical; remodelación ósea; tiempo de tratamiento.

ABSTRACT

Corticotomy is defined as an osteotomy, in which the cortical bone is cut, perforated or mechanically altered in a controlled surgical way and at the same time minimally penetrating the bone marrow to accelerate orthodontic dental movement in response to a demand for patients regarding the effectiveness of the treatment and the rapid movement of each zone. **Objective:** by means of a bibliographic review, determine the distance and time in which an orthodontic movement is achieved after having performed a selective corticotomy. For the search, Platforms such as Pubmed, Scielo, Science Direct and Google Scholar were used, in which keywords such as distance, time, selective corticotomy and orthodontic treatment were used and articles published between 2001 and 2017 were searched. **Results:** It was obtained that the movements are carried out in a period of 4 months, with respect to the distance and it was observed that an average of 3.5 mm can be moved. **Conclusions:** in adult patients, the demand for reducing treatment times has increased; orthodontics facilitated by corticotomy achieves successful treatment and decreases treatment times. However, the evidence is scarce, since it is mainly based on case reports, so more research is required about this procedure.

Keywords: Orthodontics; osteotomy; cortical bone; bone remodeling; treatment time.

RESUMO

A corticotomia é definida como uma osteotomia, na qual o osso cortical é cortado, perfurado ou alterado mecanicamente de maneira cirúrgica controlada mais penetração mínima na medula ósea para acelerar o movimento dentário ortodóntico em resposta a uma demanda por pacientes quanto à eficiência do tratamento e ao movimento rápido de cada zona. **Objetivo:** por meio de uma revisão bibliográfica, determinar a distância e o tempo em que um movimento ou deslocamento ortodóntico é alcançado após a realização de uma corticotomia seletiva. **Material y métodos:** Para a pesquisa, foram utilizadas plataformas como Pubmed, Scielo, Science Direct e Google Scholar, nas quais foram utilizadas palavras-chave como distância, tempo, corticotomia seletiva e tratamento ortodóntico e foram pesquisados artigos publicados entre 2001 e 2017. **Resultados:** se observou que os movimentos são realizados em um período de 4 meses, em relação à distância observou-se que uma média de 3,5 mm pode ser movimentada. **Conclusões:** em pacientes adultos, a demanda por redução do tempo de tratamento aumentou, a ortodontia facilitada pela corticotomia consegue o sucesso do tratamento e diminui o tempo de tratamento. No entanto, as evidências são escassas, uma vez que se baseiam principalmente em relatos de casos, sendo necessárias mais pesquisas sobre esse procedimento.

Palavras-chave: Ortodontia; osteotomia; osso cortical; remodelação óssea; tempo de tratamento.

Introducción

La ortodoncia facilitada por corticotomía, corresponde a una técnica quirúrgica moderna descrita por primera vez por Heinrich Köle, en 1959¹. Hasta este momento, se pensaba que el movimiento dental acelerado se debía al desplazamiento del segmento óseo de manera individual, pero en 2001 Wilcko et al² demuestran que la velocidad del movimiento dental se debe a una desmineralización/remineralización local y transitoria en el hueso alveolar compatible con el fenómeno regional acelerado (RAP)^{3,4}.

La corticotomía se define como la osteotomía del hueso cortical. Es un procedimiento por el cual solo se corta el hueso cortical, perforando o alterando mecánicamente, de una manera quirúrgica controlada y al mismo tiempo penetrando mínimamente en la médula ósea^{1,2}. H. Frost describe el denominado fenómeno de aceleración regional (rap) como un proceso fisiológico que se observa tras una agresión en tejidos duros y/o blandos y consiste en una aceleración del proceso de cicatrización con un mayor recambio celular óseo y una disminución de las densidades óseas regionales⁴.

La ortodoncia en general ha evolucionado en cuanto a técnicas y mecánicas que han ayudado a generar cambios al momento de establecer el plan de tratamiento⁵. Dentro de las ventajas de la corticotomía tenemos que sirve para acelerar el movimiento de los dientes, el hueso se puede aumentar, evitando de este modo los defectos periodontales que se dan como resultado de un hueso alveolar delgado. A pesar de ser una técnica auxiliar conveniente, podemos encontrar desventajas como el ser considerado un procedimiento invasivo, el riesgo de daños a estructuras vitales adyacentes, dolor postoperatorio, inflamación, posibilidades de infección, y necrosis avascular^{5,6}.

La mal posición dentaria es responsable de los problemas estéticos y oclusales en muchos adultos, esta puede ser causada por factores severos que incluyen un problema

Introduction

The orthodontics facilitated by corticotomy corresponds to a modern surgical technique described for the first time by Heinrich Köle, in 1959¹. Until now, it was thought that the accelerated dental movement was due to the displacement of the bone segment individually, but in 2001 Wilcko et al² demonstrate that the speed of dental movement is due to a local and transient demineralization / remineralization in the alveolar bone compatible with the accelerated regional phenomenon (RAP)^{3,4}.

Corticotomy is defined as osteotomy of the cortical bone. It is a procedure by which only cortical bone is cut, perforating or mechanically altering, in a controlled surgical way and at the same time minimally penetrating the bone marrow^{1,2}. H. Frost describes the so-called regional acceleration phenomenon (rap) as a physiological process that is observed after an aggression in hard and / or soft tissues and consists of an acceleration of the healing process with a greater bone cell turnover and a decrease in regional bone densities⁴.

Orthodontics in general has evolved in terms of techniques and mechanics that have helped to generate changes when establishing the treatment plan⁵. Within the advantages of corticotomy we have that it serves to accelerate the movement of the teeth, the bone can be increased, thus avoiding periodontal defects that occur as a result of a thin alveolar bone. Despite being a convenient auxiliary technique, we can find disadvantages such as being considered an invasive procedure, the risk of damage to adjacent vital structures, postoperative pain, inflammation, chances of infection, and avascular necrosis^{5,6}.

The bad dental position is responsible for aesthetic and occlusal problems in many adults, this can be caused by severe factors that include an advanced periodon-





periodontal avanzado, migración dental por pérdida de dientes y movimientos dentales producidos por trauma oclusal⁷. Las indicaciones clínicas para el uso de corticotomía han sido amplias, reportando éxito en el manejo de expansión palatina asistida quirúrgicamente, protrusión bimaxilar dentoalveolar, mordida abierta anterior, protrusión esquelética severa y apiñamiento dental, adicionalmente se usa en pacientes adultos para acelerar el tiempo de tratamiento ortodóncico⁸.

La demanda de los pacientes en cuanto a la efectividad del tratamiento es cada vez más aceptable ya que refieren un gran cambio tanto en su estructura bucal como en el rápido movimiento de cada una de la zona en que se realizó en tratamiento ya sea específica o generalizada^{8,9}. Es por esto, que este artículo tiene como objetivo presentar resultados de una revisión bibliográfica, determinar la distancia y tiempo en que se logra realizar un desplazamiento o movimiento ortodóncico después de haber realizado una corticotomía selectiva.

Materiales y métodos

La información se obtuvo mediante la revisión bibliográfica de artículos en formato digital, publicados desde el 2001 hasta el 2017. Se utilizaron Plataformas como Pubmed, Scielo, Science Direct y Google Scholar, en las que se empleó palabras claves como corticotomía selectiva, distancia, rap, ortodoncia, hueso alveolar, movimiento dental. Para la selección, se planteó como criterio de inclusión la importancia de su valor científico y actualización. Como criterio de exclusión se descartó artículos publicados hace más de 17 años. Fueron revisados 65 artículos y se realizó una selección de 33, cumpliendo con los criterios de inclusión ya mencionados.

Resultados

El objetivo de este estudio fue realizar una revisión bibliográfica de la distancia y el tiempo de los movimientos con corticotomía

tal problem, dental migration due to tooth loss and dental movements caused by occlusal trauma⁷. The clinical indications for the use of corticotomy have been wide, reporting success in the management of surgically assisted palatal expansion, bimaxillary dentoalveolar protrusion, anterior open bite, severe skeletal protrusion and dental crowding, additionally they are used in adult patients to accelerate the time of orthodontic treatment⁸.

The demand of the patients regarding the effectiveness of the treatment is increasingly acceptable since they refer to a great change both in their oral structure and in the rapid movement of each of the area in which it was performed in either specific or generalized treatment^{8,9}. This is why this article aims to present results of a bibliographic review, determine the distance and time in which an orthodontic movement or displacement is achieved after having performed a selective corticotomy.

Materials and methods

The information was obtained through the bibliographic review of articles in digital format, published from 2001 to 2017. Platforms such as Pubmed, Scielo, Science Direct and Google Scholar were used, in which keywords such as selective corticotomy, distance, rap were used, orthodontics, alveolar bone, dental movement. For the selection, the importance of its scientific value and updating was raised as an inclusion criterion. As exclusion criteria, articles published more than 17 years ago were discarded. 65 articles were reviewed and a selection of 33 was made, complying with the inclusion criteria already mentioned.

Results

The objective of this study was to conduct a bibliographic review of the distance and time of movements with selective cortico-



selectiva en tratamientos de ortodoncia. De los 33 artículos que se analizaron, se encontró que existe un promedio de 4 meses en el que se realiza el movimiento dental, tiempo que tiene el hueso mientras se vuelve a remineralizar^{9,10,11,12,13,14,15}.

Por otro lado, en cuanto a la distancia de desplazamiento se encontró que los movimientos como mesialización, distalización, intrusión y extrusión, son comúnmente utilizados por el método de corticotomía, y que se avanza aproximadamente 3.5 mm reduciendo así un 50% del periodo de tratamiento^{16,17,18,109,20,21,22}.

Se observó, que los estudios experimentales en animales reportan como consecuencia de la corticotomía un aumento en la velocidad de movimiento dental, con tasas de movimiento promedio en el grupo de corticotomía de 4.67 ± 0.58 mm vs. 2.33 ± 0.58 mm en el grupo control^{16,17,18,109,20,21,22}.

Además, algunos reportes de casos en humanos con corticotomía, evidencian que el tiempo de tratamiento oscila entre los 4 y 18 meses según la complejidad de la maloclusión^{9,10,11,12,13,14,15,3,16,17,18,109,20,21,22}.

tomy in orthodontic treatments. Of the 33 articles that were analyzed, it was found that there is an average of 4 months in which the dental movement is performed, the time that the bone has while it is remineralized again^{9,10,11,12,13,14,15}.

On the other hand, in terms of the distance of displacement it was found that movements such as mesialization, distalization, intrusion and extrusion, are commonly used by the corticotomy method, and that progress is made approximately 3.5 mm thus reducing 50% of the treatment period^{16,17,18,109,20,21,22}.

It was observed that experimental studies in animals report as a consequence of corticotomy an increase in the speed of dental movement, with average movement rates in the corticotomy group of 4.67 ± 0.58 mm. 2.33 ± 0.58 mm in the control group^{16,17,18,109,20,21,22}.

In addition, some case reports in humans with corticotomy, show that the treatment time ranges between 4 and 18 months depending on the complexity of the malocclusion^{9,10,11,12,13,14,15,3,16,17,18,109,20,21,22}.

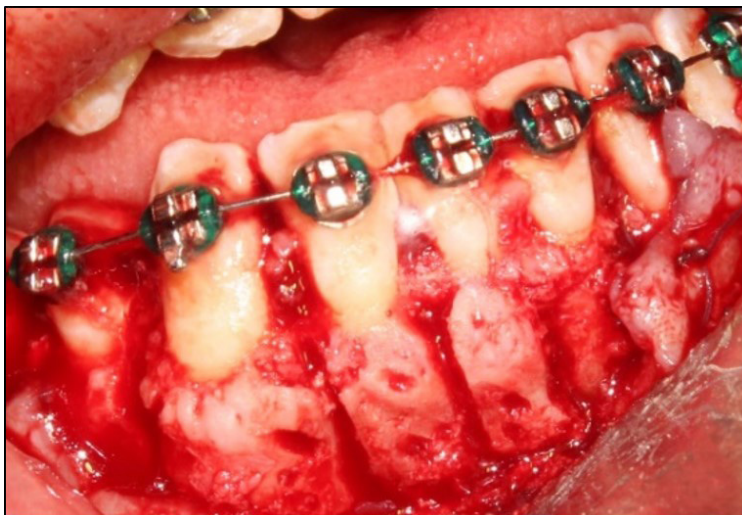


Figura 1. Corticotomía selectiva, cortesía de la C.D. Querly Cuellar; Selective corticotomy, courtesy of the C.D. Querly Cuellar.



Discusión

La corticotomía selectiva fue introducida en por primera vez por Heinrich Köle, en 1959, quien desarrolló una técnica que consiste en cortar el hueso cortical en bloques, dejando todo el segmento móvil, esta técnica fue poco aceptada debido a que era muy invasiva. Sin embargo, en el 2001, los hermanos Wilcko modificaron dicha técnica y desarrollaron un protocolo que consiste en realizar cortes en el hueso cortical mediante el uso de una fresa quirúrgica redonda, sin perforarlo o dejarlo móvil, y posterior a esto aplicar injerto óseo. Esta técnica propuesta, al contrario de la de Köle, fue muy bien aceptada y es la utilizada actualmente^{3,16,24,25}.

La velocidad de movimiento de los dientes es un factor importante que determina la duración de tratamiento de ortodoncia. Fisiológicamente, la velocidad de movimiento de los dientes refleja las tasas del recambio óseo y la remodelación. Enfoques anteriores de autores como Yamasaki¹⁷, mencionan que la corticotomía se ha utilizado en un intento de acelerar el movimiento de los dientes, con este enfoque se han incluido también técnicas como la irradiación láser de baja energía, campos magnéticos, intervenciones farmacológicas con la inyección de prostaglandina E2 17 y vitamina D^{26,27,28,29}.

Las corticotomías selectivas son consideradas una herramienta útil en la ortodoncia, ya que permiten trabajar en maloclusiones como biprotrusiones; según Frost 30 (2006), en tan sólo 1 año de tratamiento, pudo finalizar satisfactoriamente un caso de 4 extracciones, con una fuerza ortodóncica leve de 1 N (Newton). Es bien conocido que generalmente se utiliza una fuerza de 4,5 N para un tratamiento de ortodoncia convencional, de manera tal que pueda realizarse el movimiento, sin embargo, en este caso, gracias a la corticotomía alveolar se pudo implementar una fuerza menor, y por menos tiempo. El tratamiento ortodóncico total

Discussion

Selective corticotomy was first introduced by Heinrich Köle, in 1959, who developed a technique that consists of cutting cortical bone into blocks, leaving the entire mobile segment, this technique was little accepted because it was very invasive. However, in 2001, the Wilcko brothers modified this technique and developed a protocol that consists of making cuts in the cortical bone through the use of a round surgical drill, without drilling or leaving it mobile, and after that applying bone grafting. This proposed technique, unlike Köle's, was very well accepted and is currently used^{3,16,24,25}.

The speed of tooth movement is an important factor that determines the duration of orthodontic treatment. Physiologically, the speed of movement of the teeth reflects the rates of bone turnover and remodeling. Previous approaches by authors such as Yamasaki¹⁷, mention that corticotomy has been used in an attempt to accelerate the movement of teeth, with this approach techniques such as low energy laser irradiation, magnetic fields, pharmacological interventions with injection have also been included of prostaglandin E2 17 and vitamin D^{26,27,28,29}.

Selective corticotomies are considered a useful tool in orthodontics, since they allow working in malocclusions such as biprotrusions; according to Frost 30 (2006), in just 1 year of treatment, he was able to successfully complete a case of 4 extractions, with a slight orthodontic force of 1 N (Newton). It is well known that a 4.5 N force is generally used for conventional orthodontic treatment, so that movement can be performed, however, in this case, thanks to the alveolar corticotomy, a smaller force could be implemented, and by less time. Total orthodontic treatment was dramatically reduced from 31 months,





fue dramáticamente reducido de 31 meses, que es un período de tratamiento promedio para caso con extracciones, a 12 meses, teniendo una reducción total de 50% del tiempo^{31,32}.

Akay y cols.¹⁰, concluyen que en promedio un molar, con realización previa de corticotomía, puede ser intruido de 3.1 a 3.5 mm en solo 12 a 15 semanas de período de intrusión con fuerzas de 200 a 300 g. Este hallazgo soporta la opinión de que combinar la corticotomía con las biomecánicas ortodóncicas tiene el potencial de acortar el período de tiempo³³.

T. Motohashi²⁷, demostró en su artículo que el mayor desplazamiento se consiguió en los casos combinados con corticotomía. Sugiriendo que no sólo los dientes, sino también el segmento alveolar anterior se mueve en bloque por un tratamiento de ortodoncia combinado con corticotomía³⁴. Dicha afirmación, corrobora los estudios expuestos por Wang y cols. Pavlin, 2001, reportó como consecuencia de la corticotomía un aumento en la velocidad de movimiento dental, con tasas de movimiento promedio en el grupo de corticotomía de $4,67 \pm 0,58$ mm vs. $2,33 \pm 0,58$ mm en el grupo control³⁴.

En relación al tiempo, los estudios realizados por Wilcko et al., 2009; coinciden con la investigación de Akay y cols., 2009, en que se evidencia que el tiempo de tratamiento oscila entre los 4 y 18 meses según la complejidad de la maloclusión. Lo anterior sugiere que la corticotomía puede ser una alternativa viable en algunos pacientes^{3,10,16}.

Conclusiones

Actualmente ha aumentado la exigencia sobre reducir los tiempos de tratamiento ortodóntico, la ortodoncia facilitada por corticotomía consigue llevar a cabo un tratamiento exitoso disminuyendo los tiempos considerablemente. Sin embargo, la evidencia es escasa, pues está basada principalmente en reportes de casos, por lo cual se requiere mayor investigación acerca de este procedimiento.

which is an average treatment period for cases with extractions, to 12 months, having a total reduction of 50% of the time^{31,32}.

Akay and cols.¹⁰ conclude that on average a molar, with a previous corticotomy, can be intruded from 3.1 to 3.5 mm in just 12 to 15 weeks of intrusion period with forces of 200 to 300 g. This finding supports the view that combining corticotomy with orthodontic biomechanics has the potential to shorten the period of time³³.

T. Motohashi²⁷, showed in his article that the greatest displacement was achieved in cases combined with corticotomy, suggesting that not only the teeth, but also the anterior alveolar segment is moved in block by an orthodontic treatment combined with corticotomy³⁴. This statement corroborates the studies presented by Wang and cols. Pavlin, 2001, reported as a consequence of corticotomy an increase in the speed of dental movement, with average movement rates in the corticotomy group of 4.67 ± 0.58 mm. 2.33 ± 0.58 mm in the control group³⁴.

In relation to time, the studies carried out by Wilcko and cols., 2009; coincide with the research of Akay and cols., 2009, which shows that the treatment time ranges between 4 and 18 months according to the complexity of the malocclusion. The above suggests that corticotomy may be a viable alternative in some patients^{3,10,16}.

Conclusions

Currently, the demand for reducing orthodontic treatment times has increased; the orthodontics facilitated by corticotomy is able to carry out a successful treatment, reducing times considerably. However, the evidence is scarce, since it is mainly based on case reports, so more research is required about this procedure.





Conflicto de Intereses

Las autoras declaran no tener conflicto de interés en la presentación de datos, elaboración y publicación del presente artículo.

Bibliografía

1. Bhattacharya P. Assessment of corticotomy facilitated tooth movement and changes in alveolar bone thickness - A CT Scan study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2014 Octubre; 8(10).
2. Murphy H. Periodontal Accelerated osteogenic orthodontics: a description of the surgical technique. *J Oral maxillofac surg*. 2009; 67(21).
3. Wilcko WM WTBJFD. Rapid orthodontics with alveolar reshaping: two case reports of decrowding. *Int J periodont Restorat Dent*. 2001; 21(1).
4. Burrow. S. Biomechanics and the paradigm shift in orthodontic treatment plannin. *J Clin Orthod*. 2009; 43(10).
5. Dibart S S. Piezocision: a minimally invasive, periodontally accelerated orthodontic tooth movement procedure. *Practical Osseous Surgery in Periodontics and Implant Dentistry*. 2011;(195).
6. Dibart S S. Piezocision: a minimally invasive, periodontally accelerated orthodontic tooth movement procedure. *Practical Osseous Surgery in Periodontics and Implant Dentistry*. 2011;(195).
7. Nowzari YH. Periodontally accelerated osteogenic orthodontics combined with autogenous bone. *Compend contin Educ Dent*. 2008; 29.
8. Samuel Salvador Robles Andrade CGCCHH. Ortodoncia acelerada periodontalmente: Fundamentos biológicos y técnicas quirúrgicas. *Revista Mexicana de Periodontología*. 2011 abril; 2(1).
9. Arango JDCMR. Comparación Clínica entre el tratamiento ortodóntico facilitado por corticotomía y ortodoncia convencional. *Int. J odontostomat*. 2015; 9(2).
10. Akay M AAGTASKB. Enhanced effect of combined treatment with corticotomy and skeletal anchorage in open bite correction. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;(67).
11. Dubravko Pavlin DMD MPD, RAMVRDMPTGDPD. Cyclic Loading (Vibration) Accelerates Tooth Movement in Orthodontic Patients: A Double-Blind, Randomized Controlled Trial, *Semin Orthod*. <http://dx.doi.org/10.1053/j.sodo.2015.06.005>.
12. Düker I. experimental animal research into segmental alveolar movement after corticotomy. *J Maxillofac Surg*. 1975; 3.
13. Shoichiro L SSGITNTISM. Acceleration of orthodontic tooth movement by alveolar corticotomy

Interest Conflict

The authors declare no conflict of interest in the presentation of data, preparation and publication of this article.

- in the dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007; 131(4).
14. L Soichiro SSMS. An adult bimaxillary protrusion treated with corticotomy-facilitated orthodontics and titanium miniplates. *Angle orthodontist*. 2006; 76(6).
15. Sumit Yadav aTDAAHGZKaRNFC. Effect of low-frequency mechanical vibration on orthodontic tooth movement.. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2015 Sep; 148(3).
16. Wilcko M. accelerated osteogenic orthodontics technique: a 1- stage surgically facilitated rapid orthodontic technique with alveolar augmentation. *J oral maxillofac surg*.. 2009; 67(10).
17. Yamasaki K SYISTYSYFT. Clinical application of prostaglandin E1 (PGE1) upon orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1984; 85.
18. Pavlin D ZRGHJ. Temporal pattern of stimulation of osteoblast-associated genes during mechanically-induced osteogenesis in vivo: Early responses of osteocalcin and type I collagen. *Connective Tissue Research*. 2001; 42.
19. Pavlin D MMZRGEGHJ. Orthodontically stressed periodontium of transgenic mouse as a model for studying mechanically induced gene regulation in bone: The effect on the number of osteoblasts. *Clinical Orthodontics and Research*. 2000; 3.
20. Rubin C TSMRMEMKLWaqY. Quantity and quality of trabecular bone in the femur are enhanced by a strongly anabolic, noninvasive mechanical intervention. *J Bone and Mineral Research*. 2002; 17(2).
21. Rubin J RCJC. Molecular pathways mediating mechanical signaling in bone.. *Gene*. 2006; 367.
22. Gluhak-Heinrich J YLBLFJMMHSPD. Mechanical loading stimulates dentin matrix protein 1 (DMP1) in osteocytes in vivo. *Journal of Bone and Mineral Research*. 2003; 18.
23. Andrade MSR. Ortodoncia celerada periodontalmente: fundamentos biológicos técnicas quirúrgicas. *Revista mexicana de peridodontología*. 2011 abril; 2(1).
24. Kawasaki K SN. Effects of low-energy laser irradiation on bone remodeling during experimental tooth movement in rats. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2000; 26.
25. Stark TM SP. Effect of pulsed electromagnetic





- fields on orthodontic tooth movement. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1987;(91).
26. Takano-Yamamoto T KMYT. Effect of age on the rate of tooth movement in combination with local use of 1,25(OH)2D3 and mechanical force in the rat. Journal of Dental Research. 1992; 71.
 27. Motohashi T NMKK. Biomechanical effects of orthodontic treatment by using anchorage device combined with corticotomy. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery.. 2006; 34(1).
 28. Vercellotti TP. Orthodontic microsurgery: a new surgically guided technique for dental movement. Int J periodontics Restorative Dent. 2007; 27.
 29. Köle H. Surgical operations of the alveolar ridge to correct occlusal abnormalities. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1959; 12(3).
 30. Frost H. The regional acceleratory phenomenon: a review. Henry Ford Hosp Med J. 1983; 31(1).
 31. Kanno T MMFYKSAN. Corticotomy and compression osteogenesis in the posterior maxilla for treating severe anterior open bite. Int J Oral Maxillofacial Surg. 2007;(4).
 32. Oliveira D OBAHGSMP. Selective alveolar corticotomy to intrude overerupted molars. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008; 133.
 33. Rubin C JSQY. Low-level mechanical signals and their potential as a non-pharmacological intervention for osteoporosis. Age and Ageing. 2006; 35(S2).
 34. Pavlin D GHJ. Effect of mechanical loading on periodontal cells. Critical Reviews in Oral Biology and Medicine. 2001; 12.



Méndez H; <https://orcid.org/0000-0003-1025-6432>



RECONOCIMIENTO-NOCOMERCIAL-COMPARTIRIGUAL
CC BY-NC-SA

ESTA LICENCIA PERMITE A OTROS ENTREMEXCLAR, AJUSTAR Y CONSTRUIR A PARTIR DE SU OBRA CON FINES NO COMERCIALES, SIEMPRE Y CUANDO LE RECONOZCAN LA AUTORÍA Y SUS NUEVAS CREACIONES ESTÉN BAJO UNA LICENCIA CON LOS MISMOS TÉRMINOS



DOI: 10.29166/odontologia.vol21.n2.2019-123-135

URL: <http://revistadigital.uce.edu.ec/index.php/odontologia/article/view/2065>



ODONTOLOGÍA

REPORTE DE CASO

Plasma rico en fibrina (PRF) y placa de titanio en el tratamiento exitoso de un defecto óseo asociado a osteonecrosis causado por bisfosfonatos: reporte de caso

Successful fibrin-rich plasma (FRP) therapy and titanium plate for treating bone defect caused by bisphosphonates related osteonecrosis: a case report

Terapia bem sucedida com plasma rico em fibrina (FRP) e placa de titânio para o tratamento de defeitos ósseos causados por osteonecrose relacionada aos bisfosfonatos: relato de caso

Ricardo Ramalho Vecchiatti¹, Thaís Gimenez Miniello²

RECIBIDO: 18/12/2018 **ACEPTADO:** 29/03/2019 **PUBLICADO:** 01/07/2019

1. Specialization Coordinator Courses in Implantodontics at Unig - Iguaçú University and the Brazilian Association of Regional Dentistry Nova Iguaçu – Rio de Janeiro, Brazil (maxilofacial@globomail.com; Vecchiatti RR).
2. Stomatology Department, School of Dentistry, University of Sao Paulo, Sao Paulo, Brazil. (thaminiello@usp.br; Miniello TG).

CORRESPONDENCIA

Thaís Gimenez Miniello

Stomatology Department, School of Dentistry, University of Sao Paulo, Sao Paulo, Brazil. Av. Prof. Lineu Prestes, 2227 - Cidade Universitária - Butantã, CEP: 05508-000. São Paulo, SP, Brazil. Tel.: +55 11 3091-7901.

thaminiello@usp.br

RESUMEN

La osteonecrosis de la mandíbula asociada a bisfosfonatos (BRONJ) es una afección progresiva que aún no tiene consenso sobre su tratamiento ideal. La terapia con plasma rico en fibrina (PRF) ha demostrado ser efectiva en BRONJ. El presente caso relata el tratamiento de un paciente masculino de 76 años que asistió quejándose de dolor en la boca durante 8 meses. Su historial médico reportó metástasis de mieloma múltiple y uso de bisfosfonatos, que había dejado de tomar tres meses antes. En la mandíbula posterior izquierda, la evaluación clínica intraoral presentó supuración y exposición ósea de aproximadamente 4 cm; en la radiografía panorámica se identificó una imagen radiotransparente y desorganización de trabéculas óseas; en la tomografía computarizada fue evidente cierta destrucción de la cortical lingual y bucal, que sugirió secuestro óseo. El diagnóstico fue osteonecrosis asociada a bisfosfonatos. El tratamiento consistió en extraer el hueso necrótico y llenar el defecto con PRF obtenido de la sangre del paciente. Se consiguió el cierre completo de la herida. Después de 2 meses, el paciente volvió a quejarse de dolor, una radiografía panorámica mostró una línea radiolúcida de discontinuidad, sugestiva de fractura mandibular en la zona tratada previamente. Se realizó una segunda cirugía con acceso extraoral ya que la mucosa oral se encontraba completamente sana. Se extrajo el hueso necrótico y se colocaron placas de titanio. Después de 3 meses de seguimiento, hubo signos de consolidación ósea y ausencia de dolor; el paciente pudo comer adecuadamente y su calidad de vida mejoró.

Palabras clave: Osteonecrosis de la mandíbula; osteonecrosis asociada a bisfosfonatos; ácido zoledrónico; plasma rico en fibrina.

ABSTRACT

Bisphosphonate related osteonecrosis of the jaw (BRONJ) is a progressive condition that still has no consensus about its ideal treatment. Fibrin-rich plasma (FRP) therapy shows effectiveness on BRONJ's treatment by clinicians. A 76-year-old male patient attended for our evaluation complaining of pain in his mouth for 8 months. The medical history showed multiple myeloma metastasis and the use of bisphosphonate (BP) for metastasis control. On intraoral clinical evaluation, suppuration and exposed bone was evident on posterior left mandible measuring approximately 4 centimeters. On panoramic radiograph, we observed a radiolucent image and an area of osseous trabeculae disorganization on left mandible. Computed Tomography (CT) image showed some destruction of lingual and buccal cortical, suggestive of bone sequestration. The treatment was to remove all necrotic bone and fill the defect with FRP from the patient's own blood. Sutures were placed to provide wound primary closure and after 2 months without evidence of exposed bone, the patient came complaining with pain again. After a panoramic radiograph, it was clearly observed a radiolucent image with an image of a jaw discontinuity line, suggestive of mandible fracture in the same side treated before. New surgery was performed and as the intraoral mucosa was perfectly healthy, an extraoral access was made. All the necrotic bone was removed and titanium plates were placed. After 3 months following up, there were signs of bone consolidation and no pain complaint by patient. The patient was able to eating properly and had his quality of life improved.

Keywords: Osteonecrosis of the jaw; bisphosphonate-associated osteonecrosis; zoledronic acid; fibrin-rich plasma.

RESUMO

A osteonecrose da mandíbula associada aos bisfosfonatos (BRONJ) é uma condição progressiva que ainda não tem consenso sobre seu tratamento ideal. A terapia de Plasma Rico em Fibrina (PRF) tem demonstrado ser eficaz no BRONJ. O presente caso relata o tratamento de um paciente do sexo masculino, 76 anos, que se apresentou com manifestação de dor na boca por 8 meses. Seu histórico médico relatou metástase de mieloma múltiplo e uso de bisfosfonatos, que ele havia parado de tomar três meses antes. Na mandíbula posterior esquerda, a avaliação clínica intraoral apresentou supuração e exposição óssea de aproximadamente 4 cm; na radiografia panorâmica, foi identificada uma imagem radiolúcida e desorganização das trabéculas ósseas; Na tomografia computadorizada, foi evidente alguma destruição do córtex lingual e bucal, o que sugeria sequestro ósseo. O diagnóstico foi osteonecrose associada a bisfosfonatos. O tratamento consistiu na extração do osso necrótico e preenchimento do defeito com PRF obtido do sangue do paciente. Foi alcançado o fechamento completo da lesão. No entanto, após 2 meses, o paciente apresentou novamente dor, uma radiografia panorâmica mostrou uma linha radiolúcida de descontinuidade, sugestiva de fratura mandibular na área previamente tratada. Uma segunda cirurgia foi realizada com acesso extra-oral, pois a mucosa oral estava completamente saudável. O osso necrótico foi removido e as placas de titânio foram colocadas. Após 3 meses de acompanhamento, houve sinais de consolidação óssea e ausência de dor; o paciente que poderia comer adequadamente e sua qualidade de vida melhorou.

Palavras-chave: Osteonecrose da mandíbula; osteonecrose associada a bisfosfonato; ácido zoledrónico; plasma rico em fibrina.



Introducción

El término osteonecrosis de la mandíbula relacionada con agentes antirresortivos (ARONJ) se ha utilizado para designar todas las necrosis óseas causadas por medicamentos, como los bisfosfonatos (BP), el denosumab y el anticuerpo monoclonal contra el activador del receptor del ligando NFκB (RANKL). Adicionalmente, algunas necrosis óseas pueden ocurrir usando terapia antiangiogénica como angiostatina, factor 4 plaquetario, endostatinas y talidomida o corticosteroides sistémicos a largo plazo. Los BP son medicamentos considerados como agentes antirresortivos utilizados para tratar pacientes con osteoporosis, cáncer de hueso metastásico o con alguna patología con pérdida ósea debido al aumento de la resorción. La osteonecrosis de la mandíbula relacionada con bisfosfonatos (BRONJ) son exposiciones óseas en la región maxilofacial que no sanan después de 8 semanas en pacientes sin irradiación previa de la región craneofacial, Marx et al., 2005¹.

Marx RE, 2003², informó por primera vez sobre la exposición de los huesos de la mandíbula y el maxilar de pacientes que recibían bisfosfonatos y posteriormente, varios autores informaron casos adicionales. La prevalencia se considera bastante baja y oscila entre 0.1% y 0.21% para pacientes que toman estos medicamentos por vía oral con más de 4 años de uso y entre 0.7% y 6.7% para administración intravenosa con ácido zolendrónico, Ruggiero et al., 2014³. La mayoría de los BRONJ son causados por alguna manipulación en los huesos o tejidos blandos de la cavidad oral (extracciones orales o colocación de implantes dentales), pero puede ocurrir espontáneamente, Miniello et al., 2015⁴. Depende de varios factores, como la indicación terapéutica, la ruta de administración de medicamentos, la dosis, el tiempo de uso, entre otros, Ruggiero et al., 2014³.

Introduction

The term antiresorptive agent-related osteonecrosis of the jaw (ARONJ) have been used for designate all bone necrosis that are caused by those medications, like bisphosphonates (BPs), denosumab and monoclonal antibody against receptor activator of NFκB ligand (RANKL). Some bone necrosis can occur using antiangiogenic therapy such as angiostatin, 4-platelet factor, endostatins and thalidomide or long-term systemic corticosteroid. BPs are drugs considered as antiresorptive agents used to treat patients with osteoporosis, metastatic bone cancer, or with some bone pathology with bone loss due to the increased bone resorption. Bisphosphonate related osteonecrosis of the jaw (BRONJ) are bone exposures on the maxillofacial region that does not heal after 8 week in patients with no previous craniofacial region irradiation, Marx et al., 2005¹.

Marx RE, 2003², reported for the first time on the exposure of the jaw and jaw bones of patients receiving bisphosphonates and subsequently, several authors reported additional cases. The prevalence is considered quite low and ranges between 0.1% and 0.21% for patients who take these drugs orally with longer than 4 years of use and between 0,7% and 6.7% for under intravenous (IV) treatment with zolendronic acid (ZA), Ruggiero et al., 2014³. Mostly BRONJ are cause by some manipulation on bone or soft tissues in oral cavity (oral extractions or dental implant placement), but it can occur by spontaneously, Miniello et al., 2015⁴. It depends on several factors such as therapeutic indication, medication administration route, dose, time of use, among others, Ruggiero et al., 2014³.





A pesar de estos porcentajes bajos, su manejo es siempre un enigma y, en algunos casos, las opciones terapéuticas no resolutivas pueden afectar la calidad de vida del paciente. Muchos aspectos sobre BRONJ permanecen oscuros y el tratamiento todavía no tiene, hasta ahora, un consenso sobre una terapia ideal o más resolutiva. La mayoría de las publicaciones aconsejan sobre la prevención y el manejo de esta afección, que aún no está bien establecida, Marx, 2003²; Marx et al., 2005¹; Ruggiero et al., 2004³. Algunos cuidados para la prevención incluyen la higiene bucal de rutina para reducir el riesgo de caries y la enfermedad periodontal, visitas regulares al dentista para una reevaluación y preservación clínica saludable, Tong et al., 2010⁵.

Los tratamientos con el uso de antibióticos (ATB) y la higiene con gluconato de cloredixidina al 0,12% se consideran conservadores, sin embargo, son más efectivos cuando se combinan con otros tratamientos como el desbridamiento óseo y / o la resección quirúrgica, considerados invasivos, Miniello et al., 2019⁶. Algunos otros tratamientos se han relacionado con el protocolo PENTO (pentoxifilina y tocoferol), plasma rico en plaquetas (PRP), plasma rico en fibrina (PRF), terapia con láser de bajo nivel (LLLT), oxigenación hiperbárica (HBO), terapia fotodinámica antimicrobiana (aPDT), entre otros.

Una revisión en PubMed (artículos en inglés desde 1983 hasta 2017) seleccionó y analizó literatura acerca de BRONJ y sus tratamientos. El protocolo con PENTO asociado con ATB no mostró buenos resultados (solo el 17% de éxito) en la curación de BRONJ. HBO tuvo resultados contrastantes con tasas de éxito variables entre 25% y 90%, dependiendo del año de publicación del estudio analizado. LLLT se presentó como un enfoque más eficiente cuando se combina con ATB y desbridamiento óseo. El más efectivo fue PRP, teniendo éxito en más del 80% de los casos. Sin embargo, el abordaje quirúrgico es la opción de tratamien-

Despite these low percentages, its management is always an enigma and in some cases, non resolute therapeutic choices can affect patient's quality of life. Many points about BRONJs remain obscure and treatment still don't has, until now, a consensus about an ideal or more resolute. Most publications advice regarding prevention and management of this condition, which is not yet well established, Marx, 2003²; Marx et al., 2005¹; Ruggiero et al., 2004³. Some care for prevention include routine oral hygiene to reduce caries risk and periodontal disease, regular visits to dentist for reevaluation and clinical healthy preservation, Tong et al., 2010⁵.

Treatments with the use of antibiotics (ATB) and hygiene with 0.12% cloredixidine gluconate are considered conservative, however, are more effective when combined with others treatments like bone debridement and/or resections surgery, considered invasive, Miniello et al., 2019⁶. Some others treatments have been related as PENTO (pentoxifylline and tocopherol) protocol, platelet-rich plasma (PRP), fibrin-rich plasma (FRP), low-level laser therapy (LLLT), hyperbaric oxygenation (HBO), antimicrobial photodynamic therapy (aPDT), among others.

A literature review in PubMed (articles in English ranging from 1983 to 2017) selected and analyzed about BRONJ and their treatments. Protocol with PENTO associated with ATB did not showed good results (only 17% of success) in healing of BRONJ. HBO had contrasting results with varying success rates between 25% and 90%, depending on the year of publication of the study analyzed. LLLT was presented as a more efficient approach when combined with ATB and bone debridement. The most effective was PRP, succeeding in over 80% of cases. Even so, surgery is the treatment option more adopted





to más adoptada para BRONJ, Schubert et al., 2012⁷; la tasa de éxito es variable entre los casos reportados en la literatura, el éxito promedio del tratamiento con cirugía conservadora y cirugía extensa es del 53% y 67%, respectivamente. Por lo tanto, el estudio concluyó que estas son enfermedades desafiantes sin un tratamiento específico, Ribeiro et al., 2018⁸.

El propósito de este artículo es relatar un caso sobre el tratamiento BRONJ en un paciente con mieloma múltiple en uso de ácido zolendróico que asistió para su evaluación.

Reporte de caso

Un paciente masculino de 76 años asistió a nuestra evaluación quejándose de dolor en la boca después de 8 meses de haber consultado con varios profesionales. El historial médico mostró metástasis de mieloma múltiple y el uso de BF, específicamente el ZA (ácido zolendróico) para el control de metástasis, que había dejado de tomar tres meses antes. En la evaluación clínica intraoral, la supuración y el hueso expuesto fueron evidentes en la mandíbula posterior izquierda, una lesión que medía aproximadamente 4 centímetros. En la radiografía panorámica, observamos una imagen radiotransparente y un área de desorganización de las trabéculas óseas en la mandíbula izquierda (**figura 1**).

for BRONJ, Schubert et al., 2012⁷. A varying success rate among cases reported in literature, average treatment success with conservative surgery and extensive surgery are 53% and 67%, respectively. Therefore, the study concluded that these are challenging diseases with no specific treatment, Ribeiro et al., 2018⁸.

The purpose of this paper is to relate a case about BRONJ treatment in a myeloma multiple patient in use of ZA that attended for our evaluation.

Case Report

A 76-year-old male patient attended for our evaluation complaining of pain in his mouth after 8 months having consulted with several professionals. The medical history showed multiple myeloma metastasis and the use of BP, more specifically the ZA for metastasis control. On intraoral clinical evaluation, suppuration and exposed bone was evident on posterior left mandible measuring approximately 4 centimeters. On panoramic radiograph, we observed a radiolucent image and an area of osseous trabeculae disorganization on left mandible (**figure 1**).



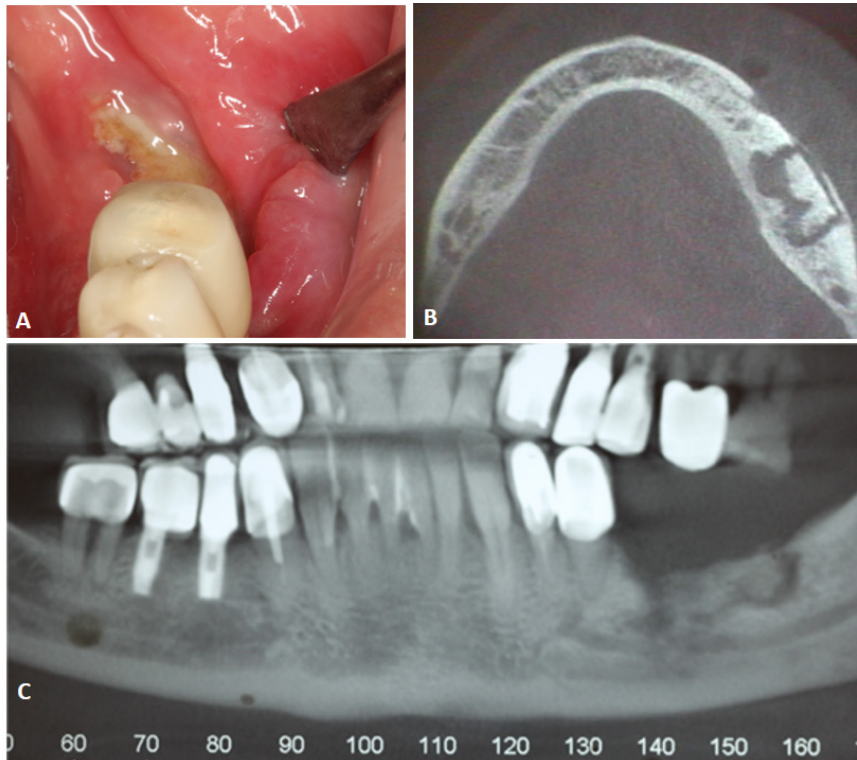


Figura 1. Aspectos clínicos y radiográficos iniciales, A. Evaluación clínica intraoral: supuración y hueso expuesto en la mandíbula posterior izquierda. B. Imagen de tomografía computarizada (TC) mostrando cierta destrucción de la cortical bucal, lo que sugiere secuestro óseo. C. La radiografía panorámica mostró una imagen radiotransparente y un área de desorganización de las trabéculas óseas; Initial clinical and radiographic aspects, A. Intraoral clinical evaluation: suppuration and exposed bone on posterior left mandible. B. Computed Tomography (CT) image showed some destruction of buccal cortical, suggestive of bone sequestration. C. Panoramic radiograph showed a radiolucent image and an area of osseous trabeculae disorganization.

La imagen de tomografía computarizada (TC) permitió observar cierta destrucción de la cortical lingual y vestibular, compatible con secuestro óseo (**figura 1**). Por las características clínicas y de imagen, se diagnosticó osteonecrosis de la mandíbula asociada a bisfosfonatos. El tratamiento consistió en extraer todo el hueso necrótico y llenar el defecto con PRF de sangre del paciente. Mediante suturas se consiguió el cierre primario de la herida (**figuras 2 y 3**). El tejido blando intraoral mostró signos de curación favorable (**figura 4**).

Computed Tomography (CT) image showed some destruction of lingual and buccal cortical, suggestive of bone sequestration (**figure 1**). Based on clinical and imaging features, treatment consisted on remove all necrotic bone and fill the defect with FRP from the patient's own blood. Sutures were placed to provide wound primary closure (**figures 2 and 3**). Intra oral soft tissue showed signs of favorable healing (**figure 4**).

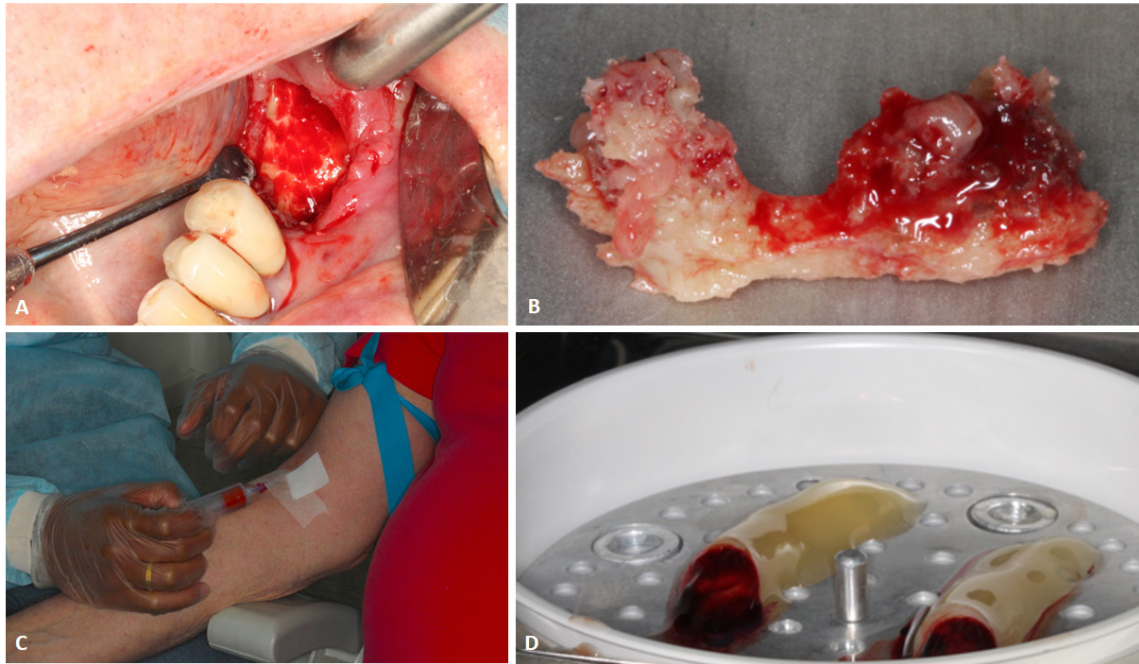


Figura 2. Tratamiento con PRF, A. Incisión y acceso al tejido necrótico. B. Muestra quirúrgica necrótica extraída. C. Recolección de sangre propia del paciente. D. La sangre se ajustó para centrifugación 12 minutos a 3000 revoluciones por minuto y el PRF se obtuvo inmediatamente después del procedimiento; Treatment with FRP, A. Incision and access to necrotic tissue. B. Necrotic surgical specimen removed. C. Patient's own blood collection. D. Blood was adjusted for centrifugation 12 minutes at 3000 revolutions per minute and the FRP was obtained immediately after the procedure.

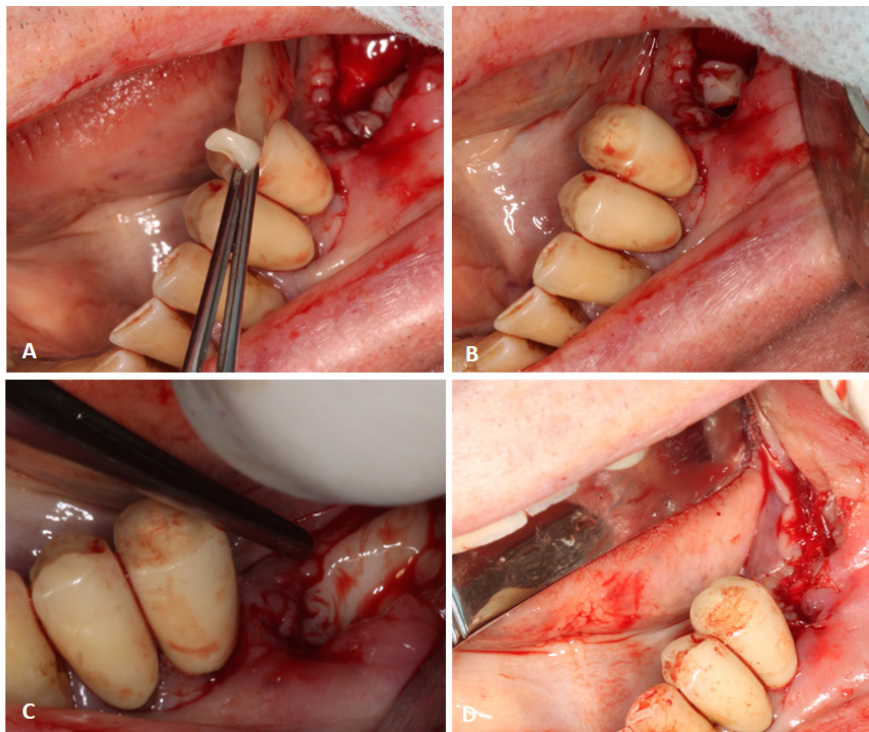


Figura 3. Trans quirúrgico, A/B/C. Colocación y ajuste de PRF en el defecto quirúrgico. D. Suturas colocadas para proporcionar el cierre primario de la herida; Trans quirúrgico, A/B/C. Placement and adjustment of the FRP in surgical defect. D. Sutures placed to provide wound primary closure

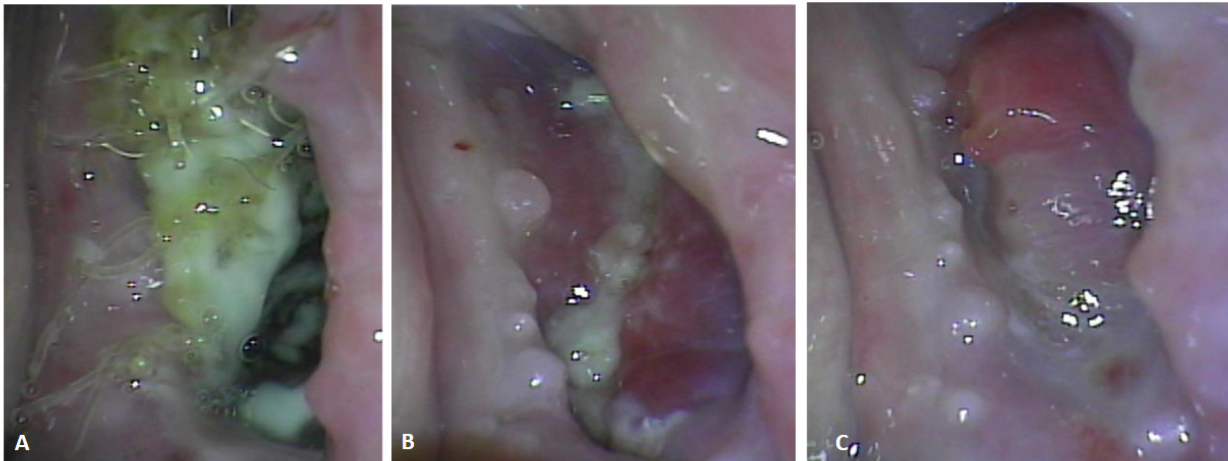


Figura 4. El tejido blando intraoral mostró signos de curación favorable, A. Siete días después de la operación. B. Catorce días después de la operación. C. Veintiún días después de la operación; Intra oral soft tissue showed signs of favorable healing, A. Seven days postoperatively. B. Fourteen days postoperatively. C. Twenty one days postoperatively

Después de 2 meses sin evidencia de hueso expuesto, el paciente volvió a quejarse de dolor. En la radiografía panorámica, se observó claramente una imagen radiolúcida de una línea de discontinuidad de la mandíbula, sugestiva de fractura mandibular en el mismo lado tratado anteriormente. Por lo tanto, bajo anestesia general, se realizó una nueva cirugía, sin embargo, como la mucosa intraoral estaba perfectamente sana, se planificó un acceso extraoral en este momento. Se extrajo todo el hueso necrótico y se colocaron placas de titanio para favorecer la consolidación ósea (**figura 5**).

After 2 months without evidence of exposed bone, the patient came complaining with pain again. After a panoramic radiograph, it was clearly observed a radiolucent image with an image of a jaw discontinuity line, suggestive of mandible fracture in the same side treated before. Therefore, under general anesthesia, new surgery was performed, however, as the intraoral mucosa was perfectly healthy, it was an extraoral access in this time. All the necrotic bone was removed and titanium plates were placed for favoring bone consolidation (**figure 5**).

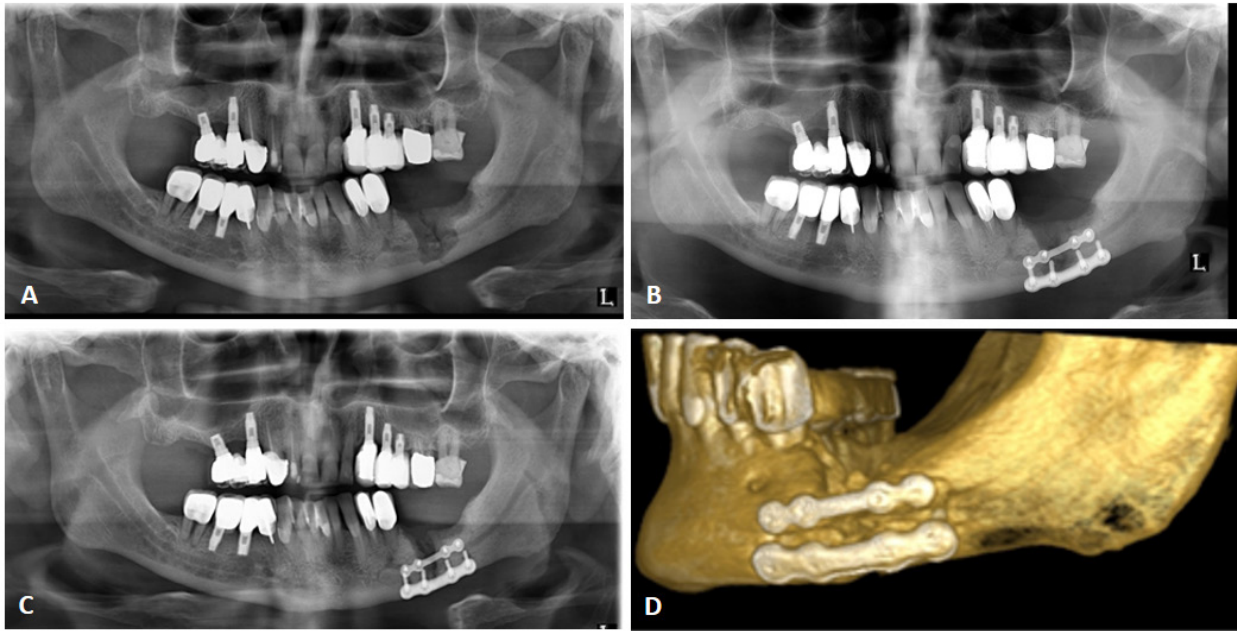


Figura 5. Radiografía panorámica y TC después de 2 meses sin hueso necrótico expuesto intraoral, A. Radiografía panorámica que muestra una imagen radiolúcida con una imagen de una línea de discontinuidad de la mandíbula, sugestiva de fractura mandibular. B. Después del acceso extraoral, se extrajo el hueso necrótico y se colocaron placas de titanio. C y D. Radiografía panorámica y tomografía computarizada tres meses después de la operación con signos de consolidación ósea; Panoramic radiograph and CT after 2 months without intraoral exposed necrotic bone, Panoramic radiograph showing a radiolucent image with an image of a jaw discontinuity line, suggestive of mandible fracture. B. After extraoral access the necrotic bone was removed and titanium plates were placed. C/D. Panoramic radiograph and CT three months postoperatively with signs of bone consolidation.

Después de 3 meses de seguimiento, hubo signos de consolidación ósea y ninguna queja de dolor por parte del paciente. La mucosa intraoral permaneció intacta y no se observó exposición ósea hasta los 7 meses de seguimiento. El paciente pudo comer adecuadamente y su calidad de vida mejoró (**figura 6**).

After 3 months following up, there were signs of bone consolidation and no pain complaint by patient. The intraoral mucosa remained intact and no bone exposure was observed until 7 months following up. The patient was able to eating properly and had his quality of life improved (**figure 6**).

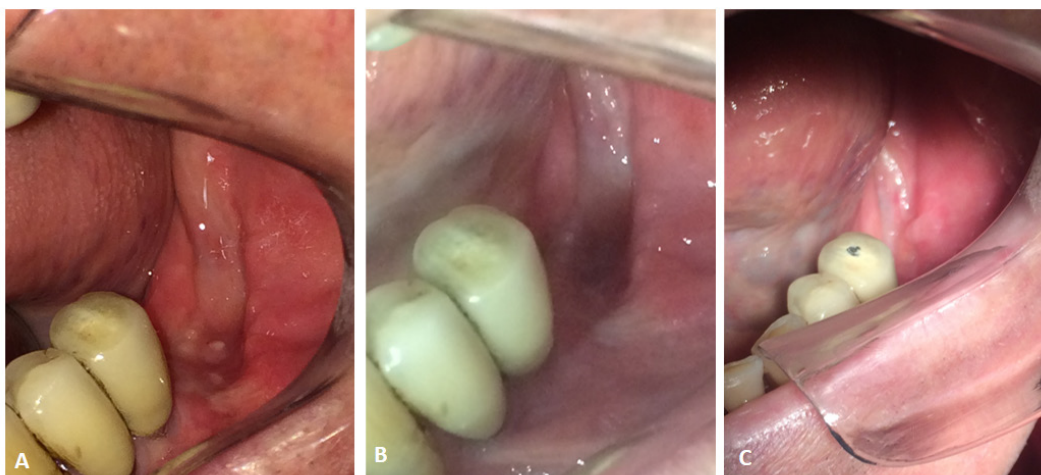


Figura 6. Aspecto extraoral final, A. Tres meses después del tratamiento. B. Cuatro meses después del tratamiento. C. Siete meses después del tratamiento. Mucosa curada y cerrada sin exposiciones óseas; Final extraoral aspect, A. Three months post treatment. B. Four months post treatment. C. Seven months post treatment. Healed and closed mucosa without bone exposures.

Discusión

Los estudios actuales encontrados en la literatura indican el tratamiento de las lesiones BRONJ con PRP y fibrina rica en plaquetas (PRF). Muy pocos estudios informan el uso de FRP. Con este informe de caso hemos demostrado la posibilidad de que este tratamiento puede ser efectivo y prometedor. Valente y cols., 2019⁹, realizaron un estudio retrospectivo documentado que analizaron los registros de pacientes con ARONJ tratados en su unidad. Revisaron datos entre junio de 2016 y enero de 2017 de 15 pacientes, con una edad media de 64 años. Alrededor del 60% de la muestra utilizó zolendronato o denosumab y factores causales como la tasa de activación de extracción dental del 33,3%, un ARONJ espontáneo del 40%. Tasa de éxito del tratamiento del 73,3%, pero los autores informan que el tratamiento quirúrgico tuvo que repetirse más de una vez. De los 14 casos que fueron tratados con PRF luego del desbridamiento óseo, se logró la resolución de 11 pacientes (78,6%). El fracaso en esta tasa de estudio fue del 26,6%, por lo tanto, concluyeron que el PRF mostró beneficios potenciales en la resolución ARONJ, pero deja en claro que este tratamiento debe investigarse en futuros estudios.

Hasta ahora no encontramos muchos estudios sobre PRF y osteonecrosis. Otro estudio preventivo con PRF fue escrito por Asaka y cols. 2017¹⁰, tenía el objetivo de evaluar la efectividad de PRF como agente acelerador de la curación en pacientes sometidos a terapia oral de BP (promedio de 32 meses de uso) y que requieren extracciones dentales. Analizaron 102 pacientes divididos en un grupo PRF y un grupo control. No hubo complicaciones intraoperatorias y ninguno de los pacientes presentó BRONJ. Se observó una recuperación tardía en 9 de 73 pacientes control (12%) y esto fue significativamente mayor en el grupo control que en el grupo PRF. Los autores concluyeron que la epitelización temprana se ha confirmado en todos los pacientes y que PRF puede

Discussion

Current studies found in literature indicate BRONJ lesions treatment with PRP and platelet-rich fibrin (PRF). Very few studies report the use of FRP. With this case report we have demonstrated the possibility that this treatment can be effective and promising. Valente et al., 2019⁹, performed a retrospective study that analyzed records from patients with documented ARONJ treated in their unit. They analyzed data between June 2016 and January 2017 of 15 patients, with mean age of 64 years. About 60% of the sample used zoledronate or denosumab and causative factors like dental extraction trigger rate of 33.3%, a spontaneous ARONJ 40%. Treatment success rate of 73.3%, but the authors report that the surgical treatment had to be repeated more than once. Of 14 cases that were treated with PRF following bone debridement led to the resolution of 11 patients (78.6%). Failure in this study rate of 26.6%, so, they concluded that PRF showed potential benefits in the in ARONJ resolution, but make it clear that this treatment has to be investigate in future studies.

Until now we didn't find many studies about FRP and osteonecrosis. Another preventive study with PRF was authored by of Asaka et al. 2017¹⁰, that had an objective to evaluate the effectiveness of PRF as a healing accelerating agent in patients undergoing oral BP therapy (average of 32 months of use) and requiring dental extractions. They analyzed 102 patients divided into a PRF group and control group. There were no intraoperative complications and none of the patients had onset BRONJ. Delayed recovery was observed in 9 of 73 control patients (12%) and this was significantly higher in the control group than in the PRF group. The authors concluded that early epithelialization has been confirmed in all patients and that PRF may reduce the





reducir el riesgo de recuperación tardía en pacientes sometidos a terapia oral de BP y desempeñar un papel clave en la prevención de BRONJ.

También se ha planteado el papel de la fibrina rica en leucocitos y plaquetas (L-PRF) en el tratamiento de BRONJ. Dada la controversia y la actual falta de consenso con respecto a la terapia BRONJ en pacientes, se han desarrollado nuevas técnicas que incluyen el uso de L-PRF. El propósito de la revisión de Cano-Durán et al. 2017¹¹, fue evaluar si L-PRF sería realmente efectivo en BRONJ. Los resultados mostraron que el uso de L-PRF para el tratamiento de BRONJ es realmente efectivo, especialmente cuando se realiza con la aplicación simultánea de L-PRF y la proteína morfogenética-2 (BMP-2). Por lo tanto, los autores concluyeron que la literatura actual demuestra la eficacia del uso de L-PRF en la osteonecrosis, y que puede considerarse una alternativa real en el tratamiento de esta enfermedad. Sin embargo, se necesitan más estudios clínicos para evaluar realmente esta nueva terapia y su éxito que depende de varios factores, como la existencia previa de infección o la etapa clínica en la que se encuentra el paciente.

El análisis de nuestro estudio puede marcar la pauta para el inicio de nuevos estudios que encaminados a buscar la efectividad en el tratamiento de BRONJ, al no existir hasta la fecha uno totalmente efectivo informado. Según los estudios actuales, los concentrados de plaquetas se han utilizado ampliamente en una variedad de campos médicos para promover la regeneración de tejidos blandos y duros al generar muchos factores de crecimiento y promover la curación de heridas; lo que también se encuentra en el FRP, Babade et al., 2016¹².

risk of delayed recovery in patients undergoing oral BP therapy and play a key role in preventing BRONJ.

Much has also been said about the role of leukocyte-rich and platelet-rich fibrin (L-PRF) in the treatment of BRONJ. Given the controversy and current lack of consensus regarding BRONJ therapy in patients, new techniques have been developed including the use of L-PRF. The purpose of the review by Cano-Durán et al. 2017¹¹, was to evaluate whether L-PRF would be really effective in BRONJ. The results showed that the use of L-PRF for the treatment of BRONJ is really effective, especially when performed with simultaneous application of L-PRF and morphogenetic protein-2 (BMP-2). Therefore, the authors concluded that the current literature demonstrates the efficacy of L-PRF use in osteonecrosis, and that can be considered a real alternative in the treatment of this disease. However, more clinical studies are needed to really evaluate this new therapy and success depends on several factors, such as the previous existence of infection or the clinical stage the patient is in.

The analysis of our study can set the standard for the initiation of new studies that aim to seek the effectiveness in the treatment of BRONJ, since there is no fully effective one reported to date. According to current studies, platelet concentrates have been widely used in a variety of medical fields to promote soft and hard tissue regeneration by generating many growth factors and promoting wound healing; which is also found in the FRP, Babade et al., 2016¹².





Conclusión

En este caso particular, el PRF fue efectivo para conseguir el cierre de la exposición ósea dado que PRF inicialmente ayudó a completar la curación de los tejidos blandos intraorales, el acceso extraoral fue la opción más aceptable en la segunda cirugía para extraer todo el tejido óseo afectado. Sin embargo, incluso si el uso de placas no es muy común en pacientes que usan o que ya han usado BP, en este caso fue la única opción para una posible consolidación ósea en la región de fractura mandibular. Satisfactoriamente, después de 3 meses mediante la colocación de placas de titanio, hubo signos de consolidación ósea. El paciente pudo comer adecuadamente y su calidad de vida mejoró, sin dolor ni otras complicaciones.

Bibliografía

1. Marx RE, Sawatari Y, Fortin M, et al. Bisphosphonate-induced exposed bone (osteonecrosis/osteopetrosis) of the jaws: risk factors, recognition, prevention, and treatment. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63:1567–1575.
2. Marx RE. Pamidronate (Aredia) and zoledronate (Zometa) induced avascular necrosis of the jaws: A growing epidemic. *J Oral Maxillofac Surg* 2003; 61:1115.
3. Ruggiero SL, Dodson TB, Fantasia J, et al. American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons position paper on medication-related osteonecrosis of the jaw—2014 update. *J Oral Maxillofac Surg* 2014;72:1938–56.
4. Miniello TG, Araújo JP, Lopes RN, Alves FA. Osteonecrosis related to once-yearly zoledronic acid treatment in an osteoporotic patient after dental implant. *Braz Dent J*. 2015 Jan-Feb;26(1):86-8. doi: 10.1590/0103-6440201300255.
5. Tong CK, Ho ST, Wong SL. Osteonecrosis of the jaw after oral bisphosphonate for osteoporosis. *Hong Kong Med J*. 2010;16:145-8.
6. Miniello TG, Araújo JP, Silva MLG, Paulo Kowalski L, Rocha AC, Jaguar GC, Abreu Alves F. In-

Conclusion

In this particular case, as FRP initially helped complete healing of intraoral soft tissue, extraoral access was a more palatable option on second surgery for removal all affected bone tissue. However, even if the use of plates is not very common in patients using or who have already used BP, in this case it was the only option for a possible bone consolidation in the mandibular fracture region. Therefore, after 3 months by titanium plates placed, there were signs of bone consolidation. The patient was able to eating properly and had his quality of life improved, with no pain complaint or other complications.

- fluence of bisphosphonates on clinical features of osteoradionecrosis of the maxilla and mandible. *Oral Dis*. 2019 Jul;25(5):1344-1351. doi: 10.1111/odi.13081.
7. Schubert M, Klatte I, Linek W, Muller B, Doring K, Eckelt U, et al. The saxon bisphosphonate register - therapy and prevention of bisphosphonate-related osteonecrosis of the jaws. *Oral Oncol*. 2012;48:349-54.
8. Ribeiro GH, Chrun ES, Dutra KL, Daniel FI, Grando LJ. Osteonecrosis of the jaws: a review and update in etiology and treatment. *Braz J Otorhinolaryngol*. 2018;84:102-8.
9. Valente NA, Chatelain S, Alfonsi F, Mortellaro C, Barone A. Medication-Related Osteonecrosis of the Jaw: The Use of Leukocyte-Platelet-Rich Fibrin as an Adjunct in the Treatment. *J Craniofac Surg*. 2019 Jun;30(4):1095-1101. doi: 10.1097/SCS.0000000000005475.
10. Asaka T, Ohga N, Yamazaki Y, Sato J, Satoh C, Kitagawa Y. Platelet-rich fibrina may reduce the risk of delayed recovery in tooth-extracted patients undergoing oral bisphosphonate therapy: a trial study. *Clin Oral Investig*. 2017 Sep;21(7):2165-2172. doi: 10.1007/s00784-016-2004-z.





11. Cano-Durán JA, Peña-Cardelles JF, Ortega-Concepción D, Paredes-Rodríguez VM, García-Riart M, López-Quiles J. The role of Leucocyte-rich and platelet-rich fibrin (L-PRF) in the treatment of the medication-related osteonecrosis of the jaws (MRONJ). J Clin Exp Dent. 2017 Aug 1;9(8):e1051-e1059. doi: 10.4317/jced.54154.
12. Badade PS, Mahale SA, Panjwani AA, Vaidya PD, Warang AD. Antimicrobial effect of platelet-rich plasma and platelet-rich fibrin. Indian J Dent Res. 2016 May-Jun;27(3):300-4. doi: 10.4103/0970-9290.186231.



Ricardo, Ramalho; <https://orcid.org/0000-0002-2338-5535>
 Thaís, Miniello; <https://orcid.org/0000-0002-0670-5373>



RECONOCIMIENTO-NOCOMERCIAL-COMPARTIRIGUAL
 CC BY-NC-SA

ESTA LICENCIA PERMITE A OTROS ENTREMEXCLAR, AJUSTAR Y CONSTRUIR A PARTIR DE SU OBRA CON FINES NO COMERCIALES, SIEMPRE Y CUANDO LE RECONOZCAN LA AUTORÍA Y SUS NUEVAS CREACIONES ESTÉN BAJO UNA LICENCIA CON LOS MISMOS TÉRMINOS



Instrucción para Autores

ODONTOLOGÍA es una revista científica publicada semestralmente, abierta a investigadores, docentes y profesionales ecuatorianos y extranjeros especializados en el área Odontológica y Ciencias de la Salud relacionada y aplicada a la Odontología. Las contribuciones deben ser originales e inéditas y **NO deben estar involucradas en procesos editoriales con otras revistas para su publicación**. La revista **ODONTOLOGÍA**, publica artículos científicos, revisiones sistemáticas, artículos de revisión y estudios de casos clínicos (**proceso clínico novedoso**) que contribuyan significativamente en los avances científicos y tecnológicos de la Odontología con modernas técnicas que impliquen un impacto en el tratamiento clínico.

La revista **ODONTOLOGÍA** publica artículos con significativa relevancia e impacto científico. Los editores (Director Editorial / Editor en Jefe) se reservan el derecho de rechazar, sin revisión externa, artículos que no cumplan con este criterio, como los que se detallan a continuación:

- A los artículos científicos o de revisión, reporte de caso que sean muy similares a las publicaciones anteriores, solo con cambios en el tipo de material empleado, sitio analizado o método experimental.
- A los artículos científicos o de revisión, reporte de caso que traten con parámetros de optimización de los procesos conocidos, sin nuevos conceptos y/o interpretaciones.
- A los artículos científicos o de revisión, reporte de caso que no se centran en la importancia de desarrollar e implementar nuevas técnicas, materiales y mecanismos odontológicos de actuación.
- A los artículos científicos o de revisión, reporte de caso que no estén desarrollados bajo los parámetros y características editoriales de la revista **ODONTOLOGÍA**.

TIPOS DE PUBLICACIONES EN LA REVISTA ODONTOLOGÍA:

Todos los artículos que se publiquen en la revista Odontología deberán cumplir con los requisitos de una de las siguientes categorías:

- Artículos científicos.
- Revisiones sistemáticas.
- Artículos de revisión.
- Artículo corto.
- Reporte de caso.

ARTÍCULOS CIENTÍFICOS: Estos surgen de investigaciones originales y que no hayan sido previamente publicados, en forma parcial o total en otra revista científica. La presentación de la información en reuniones científicas, seminarios técnicos o en la prensa, no impide que sean sometidos para publicación en la revista, excepto cuando el artículo completo aparezca en las memorias de las reuniones. La extensión máxima de los manuscritos será de 8.000 palabras, considerando todo su contenido (incluye todos los archivos del manuscrito con sus contenidos completos).

ARTÍCULOS DE REVISIÓN: Se entiende como artículo de revisión el trabajo cuyo fin primordial es resumir, analizar y discutir informaciones publicadas, relacionadas sobre un solo tema. Los documentos que se sometan para ser considerados para publicación estarán sujetos a las mismas normas y políticas de revisión que los documentos de artículos científicos. Los artículos de revisión no estarán limitados en cuanto a su extensión, pero se sugiere que no excedan de treinta páginas a doble espacio, incluyendo cuadros, gráficos, fotos y figuras.





REVISIONES SISTEMÁTICAS: Serán aceptadas revisiones sistemáticas sobre temas no publicados o de aquellos temas de relevancia que tuvieron una actualización necesaria y las conclusiones contribuyan con el quehacer clínico actual.

ARTÍCULO CORTO: Documento breve que presenta resultados originales preliminares o parciales de una investigación científica o tecnológica, que por lo general requieren de una pronta difusión, 3 páginas a doble espacio.

REPORTE DE CASO: El reporte de Caso Clínico o serie de casos tiene como objetivo educar e informar sobre aspectos específicos de una patología específica o síndrome no descrito previamente, presentar un Caso Clínico conocido pero de escasa frecuencia, o informar de procedimientos diagnósticos o terapéuticos poco conocidos o de conocimiento de relevancia para el clínico general y/o especialista.

LOS COMPONENTES DEL MANUSCRITO SON:

- Título.
- Resumen y palabras claves.
- Introducción.
- Materiales y métodos.
- Presentación del caso clínico. (DE SER EL CASO)
- Resultados.
- Discusión.
- Conclusión.
- Agradecimientos. (OPCIONAL)
- Bibliografía. (NORMAS VANCOUVER)

A continuación se hacen algunas aclaraciones respectivas para las partes del manuscrito que así lo requieran, los demás componentes se deben presentar como lo requiere un artículo original anteriormente expuesto.

FORMATO, ESTRUCTURA DEL DOCUMENTO ORIGINAL Y MEDIO DE ENVÍO:

Todo el manuscrito será redactado y presentado al siguiente correo electrónico adplua@uce.edu.ec o directamente desde la plataforma OJS registrándose como autor, con las siguientes características:

- Espacio entre líneas y párrafos (2.0).
- Fuente: Times New Roman tamaño 12, la fuente de cuadros, figuras, fotos y gráficos tamaño 9.
- Título principal y corto del artículo (tema) que será en tamaño 14 todo en mayúscula y centrado con negrilla.
- Si hubiera nombres científicos se escribirán en mayúsculas y en cursiva con la inicial del género con mayúscula.
- Los subtítulos: Resumen, Introducción, Materiales y métodos, Resultados, Discusión y Bibliografía van ubicados en el centro del renglón con fuente Times New Román en tamaño 13.
- Los márgenes de página serán de 2.5 cm cada uno empleando formato de página tipo A4.
- Los títulos de gráficos, figuras, fotos y cuadros deben hacerse coincidir con la distancia horizontal del mismo.

ESTRUCTURA

Título: Deberá ser breve (máximo 20 palabras) y reflejar el contenido de la contribución. El título



deberá estar centrado, sin punto final. Los nombres científicos se incluirán sólo para especies poco comunes o cuando sea indispensable.

Título corto: Derivará del título principal del manuscrito el cual tiene el objetivo de identificar en menos de 10 caracteres al tema de manuscrito.

Autores y filiaciones: Los autores incluirán sus nombres completos (sin iniciales de nombres ni de apellidos). Los nombres de los autores se separarán por comas y no habrá punto al final. Al final de cada nombre se colocará superíndices numéricos progresivos para cada autor para identificar, el nombre del área, laboratorio, unidad, u otras dependencias, seguido del nombre de la institución a la que pertenece. Además, se incluirá el correo electrónico personal o institucional de los mismos. Adicionalmente, deberán colocar la forma como deseen que aparezcan en la publicación ejemplo: Martínez-Robles MC, Soto TR, Pérez C.

Resumen y palabras clave: A continuación de la página del título, debe incluirse el resumen, que no exceda las 250 palabras. Después del resumen agregue de tres a cinco palabras claves, en español; para este fin, utilice los términos de la lista Medical Subjects Headings (MESH) del Index Medicus y en la biblioteca virtual de salud BIREME en la sección DeCS - terminología en salud (http://decs.bvs.br/cgi-bin/wxisl660.exe/decsserver/?IsisScript=../cgi-bin/decsserver/decsserver.xis&interface_langua-ge=e&previous_page=homepage&previous_task=NULL&task=start) para las palabras en español, inglés y portugués. En caso de términos recién aparecidos, que todavía no estén en los MESH, pueden utilizarse los términos corrientes, además que sean términos diferentes de las palabras contenidas en el título y título corto.

El resumen deberá indicar el objetivo del estudio, materiales y métodos, resultados y conclusiones pertinentes en una forma concisa y clara. No se permiten citas bibliográficas ni abreviaturas que no sean identificadas previamente dentro del manuscrito.

- **NOTA:** En el caso de que el manuscrito obtenga de decisión editorial de **aceptado** para su publicación el/los autor/es deberán presentar el resumen y las palabras clave traducidos al idioma inglés y portugués debidamente certificados por un traductor autorizado por la (*SENESCYT o EMBAJADA DE BRASIL o EMBAJADA DE ESTADOS UNIDOS o algún ente oficial de cada país que certifique las traducciones*).

Introducción: Debe indicarse claramente la importancia del tema, la justificación y el objetivo de la investigación, deberá mencionar los antecedentes bibliográficos relevantes que fundamenten las hipótesis y los objetivos planteados. Es decir, debe precisarse el por qué y para qué de la investigación, así como la información publicada respectiva (antecedentes relevantes del tema). Los antecedentes deben apoyarse con bibliografía reciente mínimo de 5 años, solo en casos extraordinarios bibliografía antigua que se considere clásica para el área médica para que se conozca el nivel actual del tema. Solo se aceptarán citas de artículos publicados en revistas científicas indexadas. Los antecedentes citados deben estar redactados de maneras congruentes y ordenadas, en relación con la secuencia del artículo. Debe evitarse el abuso de referencias para un concepto general. El uso de las citas debe ser preciso y específico. Finalice esta sección con la relevancia y el objetivo del estudio.

Materiales y métodos: Describa claramente el tipo de estudio, la muestra, grupos de estudio de ser el caso exponga si en la investigación tuvo criterios de inclusión y exclusión. Identifique los métodos, instrumentos y procedimientos empleados, con la precisión necesaria para permitir a otros observadores reproducir sus resultados. Cuando se trata de métodos establecidos y de uso frecuente límitese a nombrarlos y cite las referencias respectivas. Cuando los métodos ya han sido publicados pero no son bien conocidos, proporcione las referencias y agregue una breve descripción. Cuando los métodos son nuevos o aplicó modificaciones a métodos establecidos, descríbalos con precisión, justifique su empleo y enuncie sus limitaciones. Cuando se efectuaron experimentos en seres humanos, indique si los procedimientos satisfacen normas éticas establecidas de antemano, revisadas por un comité "ad hoc" de la institución en que se efectuó el estudio, o concordantes con la Declaración de Helsinki (1975 y revisada en 1983). <https://www.wma.net/es/policias-post/declaracion-de-helsinki-de-la-amm-principios-eticos-para-las-investigaciones-medicas-en-seres-humanos/>





Si la investigación presentada ha requerido un Consentimiento Informado, se debe agregar al manuscrito una copia de éste como adjunto la carta-aceptación del Comité de Ética (*Universidad / Instituto de Investigación / Ministerio de Salud Pública del Ecuador*) correspondiente, además mencionar dicha aprobación en el manuscrito.

Identifique todos los fármacos y compuestos químicos empleados con su nombre genérico, dosis y vías de administración. Cuando sea conveniente, identifique a los pacientes mediante números correlativos, pero no use sus iniciales, ni los números de fichas clínicas de su hospital. En caso de usar marcas comerciales deben describir la forma como fueron obtenidos y el número del lote.

Puede colocarse imágenes de relevancia para detallar la metodología utilizada.

Indique el número de sujetos de observación, cálculo del tamaño muestral, los métodos estadísticos empleados y el nivel de significancia estadística utilizado.

Resultados: Se presentarán en un solo sub-epígrafe, donde el lector debe encontrar respuestas a las interrogantes: ¿qué sucedió y por qué?, ¿qué significado tienen los resultados? y ¿qué relación guardan con los objetivos planteados? Para ello, se presentarán los hechos derivados de la aplicación de la metodología, ordenados de manera lógica y objetiva, con ayuda de cuadros o tablas (estadística descriptiva y/o inferencial) y gráficos (representación de datos numéricos por medio de una o varias líneas que hacen visible la relación que esos datos guardan entre sí, sin que estos no hayan sido expresados en las tablas o cuadros). Deben mostrar una estadística descriptiva y la significancia estadística del mismo de acuerdo al test utilizado (p-valor).

Discusión: Se trata de una discusión de los resultados obtenidos en este trabajo y no una revisión del tema. Destaque los aspectos nuevos e importantes que aporta su trabajo y las conclusiones que usted propone a partir de ellos. No repita detalladamente los datos que mostró en “Resultados”. Refiérase claramente al cumplimiento del objetivo y antecedentes bibliográficos que explicitó en la “Introducción” de su manuscrito. Haga explícitas las concordancias o discordancias de sus hallazgos y sus limitaciones, comparándolas con otros estudios relevantes, identificados mediante las referencias bibliográficas respectivas. Relacione su discusión con el(los) propósito(s) del estudio, que destacó en la “Introducción”. Evite discutir con literatura que no esté respaldada por sus resultados, así como apoyarse en otros trabajos aún no terminados. Plantee nuevas hipótesis cuando le parezca adecuado, pero califíquelas claramente como tales. Cuando sea apropiado, coloque las limitaciones del estudio y proponga sus recomendaciones.

Conclusión: Indicar de manera categórica, breve y precisa las aportaciones concretas al conocimiento apoyadas por los resultados demostrables y comprobables del propio trabajo, no de investigaciones ajenas. Ninguna conclusión debe argumentarse ni basarse en suposiciones. Debe haber congruencia con la información presentada en el resumen, de acuerdo al objetivo del estudio.

Se debe indicar de manera concisa y exacta las aportaciones respaldadas por los resultados del trabajo investigativo y no de investigaciones impropias.

REFERENCIAS (literatura citada estilo VANCOUVER): Se recomienda minimizar el número de referencias que se incluyen en el documento, seleccionando solo aquellas más pertinentes o de mayor actualidad, excepto cuando se trate de técnicas o procedimientos. Por lo general, tres referencias son más que suficientes para documentar un concepto específico en todo el manuscrito debe existir un máximo de 40 documentos citados.

Las referencias se numerarán de manera correlativa según el orden en el que aparecen por primera vez en el texto. Se identificarán en el texto, tablas y leyendas mediante números arábigos entre paréntesis. Las referencias que se citan sólo en las tablas o en las leyendas de las figuras se numerarán de acuerdo con el orden establecido por la primera identificación dentro del texto de cada tabla o figura. Para mayor información remitirse esta web site de la Biblioteca Virtual de Salud (<http://bvs.sld.cu/revistas/recursos/Vancouver%202007.pdf>)

