



FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
CARRERA PROFESIONAL DE ESTOMATOLOGÍA

**“EVOLUCIÓN CLÍNICA DE LAS GENERACIONES DE ZIRCONIA EN
ODONTOLOGIA”**

Tesis para optar el título de Segunda Especialidad:

EN REHABILITACIÓN ORAL

Presentado por:


C.D. Alejandra Isabel Agüero Zorrilla

Asesor:

Mg. Esp. Gustavo Huertas Mogollón

LIMA – PERÚ

2019

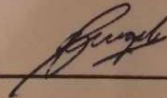
	Reglamento de Grados y Títulos	Código: SG-RE-001-V2	Emisión: junio 2015	Vigencia 25/06/15
---	--------------------------------	-------------------------	---------------------------	----------------------

ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS

En la ciudad de Lima, a los **18** días del mes de **SETIEMBRE** del **2019**, siendo las...12:00...horas, con la asistencia del Jurado de Tesis, Presidido por el **Mg. RUBEN ANGELES LÓPEZ**, los miembros del Jurado **Mg. ANA LÓPEZ FLORES** y **Esp. FERNANDO MAGUIÑA BUENAÑO** y el Asesor de la Tesis **Mg. GUSTAVO HUERTAS MOGOLLÓN**; la C.D. **ALEJANDRA ISABEL AGÜERO ZORRILLA**; autor de la tesis Titulada: "**EVOLUCIÓN CLÍNICA DE LAS GENERACIONES DE ZIRCONIA EN ODONTOLOGÍA**", con el fin de optar el Título de Segunda Especialidad en **REHABILITACIÓN ORAL**.

Concluida la exposición, se procedió a la evaluación y deliberación por parte del Jurado correspondiente, habiendo sido Aprobada con el calificativo de Muy BUENO (16).

Se extiende la presente acta en tres originales y siendo las 13:00 horas, se da por concluido el Acto Académico de Sustentación.



Presidente
Mg. RUBEN ANGELES LÓPEZ
 DNI: 10151320



Miembro
Mg. ANA LÓPEZ FLORES
 DNI: 10140964



Miembro
Esp. FERNANDO MAGUIÑA BUENAÑO
 DNI: 09380133



Asesor
Mg. GUSTAVO HUERTAS MOGOLLÓN
 DNI: 42279064

AGRADECIMIENTO

A Dios, a mis padres, mi hermana, mis tíos, gracias por su apoyo incondicional, así mismo gracias a mi asesor por sus enseñanzas y a todos mis profesores de la especialidad gracias por todo.

DEDICATORIA

**A mi familia, por su apoyo incondicional en todo el proceso de mi educación,
gracias por confiar en mí.**

Resumen

La utilización de zirconia como material en rehabilitación oral ha ido en incremento en los últimos tiempos debido a que cuenta con excelentes propiedades mecánicas; como una alta resistencia a la flexión y a la fractura y excelentes propiedades ópticas especialmente en la zirconia de última generación, lo que va de la mano con las exigencias estéticas por parte de los pacientes reusándose a la utilización de materiales metálicos por la carencia estética. Dicho material ha ido evolucionando presentando hasta la actualidad tres generaciones estudiadas por diversos autores, presentando cada una condiciones y características necesarias para el éxito del tratamiento, así como ventajas y desventajas frente a otros materiales utilizados en prótesis fija, es por ello que es necesidad del operador conocer el tipo de zirconia que debe utilizar en cada caso clínico, para así poder alcanzar el éxito del tratamiento.

Se realizó una revisión de la literatura actual de no más de 5 años sobre cada generación de zirconia, mostrando en cada una de ellas las características necesarias que debe presentar para el buen desempeño del material evitando así las fallas más frecuentes reportadas por diversos autores y de ésta forma poder determinar qué generación de zirconia es la apropiada para cada situación clínica. Así también se enfatiza en un correcto protocolo de procesamiento y cementación basada en un análisis de los resultados reportados por diversos estudios.

Abstract

The use of zirconia as a material in oral rehabilitation has been increasing in recent times because it has excellent mechanical properties; as a high flexural strength and fracture and excellent optical properties especially in the latest generation zirconia, which goes hand in hand with the esthetic requirements of patients refusing to use metal materials due to the lack of aesthetics. This material has evolved to present three generations studied by various authors, each one presenting conditions and characteristics necessary for the success of the treatment, as well as advantages and disadvantages compared to other materials used in fixed prostheses, which is why it is necessary for the Operator know the type of zirconia that should be used in each clinical case, in order to achieve the success of the treatment.

A review of the current literature of no more than 5 years on each generation of zirconia was performed, showing in each of them the necessary characteristics that must be presented for the good performance of the material thus avoiding the most frequent failures reported by various authors and This way to determine which generation of zirconia is appropriate for each clinical situation. This also emphasizes a correct processing and cementation protocol based on an analysis of the results reported by various studies.

I. INTRODUCCION

En la actualidad la odontología protésica moderna; está optando por el uso de restauraciones libres de metal que desempeñen el mismo éxito clínico que las restauraciones convencionales de metal cerámica y a la vez logren la estética esperada por los pacientes, para ello la rehabilitación oral cuenta actualmente con numerosos materiales en la industria, los cuales presentan ventajas y desventajas que deben ser analizadas minuciosamente para cada situación clínica.

“Las coronas metal cerámica son consideradas en la actualidad el “Gold estándar” por sus excelentes propiedades funcionales, predictibilidad a largo plazo y adecuada estética”¹ Sin embargo la gran desventaja es la estética desfavorable especialmente en el sector anterior, generando halos grisáceos a nivel de la encía mucho más si ésta es de biotipo delgado; creando recesiones gingivales, es por ello que la ventaja de los materiales de cerámica sin metal radica en sus excelentes condiciones para obtener resultado óptimo del tratamiento estético²

Las restauraciones totalmente cerámicas son una alternativa habitual gracias a su excelente biocompatibilidad y estética favorable. Sin embargo, el uso de algunas está limitado al sector anterior, debido a su menor resistencia a la fractura.³ En la actualidad tenemos a nuestro alcance el óxido de zirconia para uso odontológico el cual lo encontramos en la naturaleza en su fase monoclinica, sin embargo para ser usado en odontología necesita estar en fase tetragonal; para ello se le añaden diferentes óxidos, tales como óxido de calcio (CaO), óxido de magnesio (MgO), alúmina entre otros, para estabilizarla, “siendo la zirconia parcialmente estabilizada con itrio, la más utilizada y difundida”.⁴⁻⁵

“La restauraciones de zirconia parcialmente estabilizada con itrio, en diferentes estudios han dado resultados de excelentes propiedades mecánicas dando resultados de resistencia a la flexión de 1600 MPa y de 9 MPa/m aproximadamente para la tenacidad”. La estabilización parcial permite obtener una característica especial de la zirconia llamada “Tenacidad por transformación de fase”.^{3,4}

“Sin embargo la zirconia presenta complicaciones siendo la fractura de la cerámica de recubrimiento las más reportada por los autores”.^{1, 4} Por ello surge la zirconia monolítica la cual no necesita cerámica de recubrimiento siendo elaborada en un solo bloque.

La literatura también hace referencia al uso de la zirconia como pilares en implantes así como también implantes propiamente dichos, sin embargo la literatura es escasa, demostrando que los implantes de titanio aún siguen siendo el “Gold Stándad”⁵

El propósito de esta revisión de la literatura fue hacer un análisis de los resultados de diversas investigaciones de los últimos 5 años en el uso de prótesis dentales fijas a base de zirconio mencionando las generaciones y sus características más importantes.

Objetivo General

Analizar la literatura actual sobre las generaciones de zirconio y su importancia en determinadas situaciones clínicas

Objetivos Específicos

- 1.-Describir las características que debe presentar las zirconia de primera generación para su éxito clínico.
- 2.-Describir las características que debe presentar las zirconia de segunda generación para su éxito clínico.
- 3.-Describir las características que debe presentar las zirconia de tercera generación para su éxito clínico.
- 4.- Determinar las condiciones para el éxito en la cementación de la zirconia.

Temas De Revisión

1.- Cristalografía De La Zirconia

Las cerámicas se dividen en cerámicas silicáticas (feldespáticas o vítreas); caracterizadas por ser materiales frágiles y cerámicas policristalinas (oxidocerámicas); caracterizadas por tener propiedades mecánicas elevadas.⁶

“La zirconia presenta tres fases bien definidas: monoclinicas, tetragonales y cubica, y necesita ser estabilizada en su fase tetragonal para ser usada en odontología”¹⁻². Para pasar de fase en fase necesita de un aumento de temperatura. A temperatura ambiente se encuentra en fase monoclinica, al aumentar la temperatura en aproximadamente 1173°C se convierte en tetragonal, y posteriormente en cubica a los 2370°C. Al pasar de la fase tetragonal a monoclinica por enfriamiento se produce un aumento de volumen entre 3% y 5% el cual causa grietas, sin embargo por la adición de óxidos como itria, calcio, magnesio entre otros pueden estabilizar la forma cubica a temperatura ambiente o dejarla parcialmente estabilizada a fase tetragonal.⁴⁻⁵ La zirconia totalmente estabilizado se obtiene mediante la adición de cantidades suficientes de óxidos estabilizantes, tales como 16mol% de magnesio (MgO), 16mol% de calcio (CaO) u 8% en moles de óxido de itrio (Y₂O₃) y la estabilización parcial de la zirconia se obtiene con los mismos óxidos, pero en cantidades más pequeñas de 2% a 3% en moles de itria. Las restauraciones de zirconia parcialmente estabilizada con itrio (3mol%) ha reportado propiedades mecánicas elevadas, dando como resultado en diferentes estudios una resistencia a la flexión de 1600 Mpa y 15 MPa/m^{1/2} en tenacidad aproximadamente.^{3,6}

En la industria odontológica podemos encontrar 3 diferentes sistemas de zirconio:

1.- “Zirconio parcialmente estabilizado con Mg (Mg-PSZ) el cual presenta una escasa difusión debido a sus pobres propiedades mecánicas y alta complejidad en su producción.

2.- Alúmina reforzada con zirconio (ZTA) cuyo uso está reducido por su opacidad.

3.- Zirconio tetragonal cristalino estabilizado con Ytrio (Y-TZP) siendo el más difundido, por sus altas propiedades mecánicas. Según Baltzer, Kleinfelder, Fontijn-Tekamp, Rountree y Ludwing las coronas y puentes realizados con este sistema de zirconia presentaron las siguientes resistencias a la flexión” (Fabrizio Montagna 2013):

- 900 Mpa para coronas anteriores con espesor de paredes de 0.3 mm
- 1300 Mpa para coronas con espesor de paredes de 0.5 mm
- 1400 Mpa para puentes anteriores de 3 piezas
- 1800 Mpa para puentes posteriores de 3 piezas con conectores de 9/12/9 mm²
- 1600 Mpa para puentes posteriores de 4 piezas con conectores de 9/12/9 mm²

En cualquiera de los casos los valores de resistencia son 2 o 3 veces mayor que las fuerzas masticatorias máximas.

2.-Generaciones De Zirconia

2.1.-Primera Generación:

La zirconia tetragonal y parcialmente estabilizada se desarrolló hace 15 años y también se conoce como zirconia convencional (primera generación) la cual presenta un índice de refracción destacado y también posee un número extremadamente alto de interfaces

debido a las numerosas estructuras de cristal muy pequeñas a través de las cuales la luz debe pasar.⁷ “Su comportamiento óptico opaco se puede atribuir al hecho de que el tamaño del grano es mayor que la longitud de la luz, y también que la zirconia tiene un alto índice de refracción, bajo coeficiente de absorción y alta opacidad en el espectro visible e infrarrojo”.⁸ Esto crea la característica opaca del material y debido a la carencia estética se recubre con una cerámica de vidrio.

Los estudios in vitro de (Y-TZP) (zirconia) han mostrado valores de 900-1600 MPa para resistencia a la flexión y valores de 9-10 MPa · m^{1/2} para la tenacidad, también la rigidez de la zirconia tuvo un mejor efecto sobre la adaptación marginal⁹, sin embargo la resistencia de una restauración depende de las características del material utilizado, el grosor de la corona, el diseño de la restauración, la resistencia de la unión de la cobertura cerámica con la cofia y la cementación.¹⁰ La opacidad de la zirconia es muy útil en situaciones clínicas donde los sustratos policromáticos necesitan ser enmascarados para no interferir con el resultado estético.

Debido a su alta resistencia está indicado para cofias unitarias y estructura de puentes; un diseño anatómico de la subestructura proporciona soporte para el material de recubrimiento y crea las condiciones para las fuerzas principalmente de compresión y para el grosor del material que recubrirá la cofia de zirconia¹ lo que genera menores complicaciones de fractura de la porcelana de recubrimiento.¹¹⁻¹³

Según Vilarrubí et al las condiciones necesarias para un buen funcionamiento de la estructura, “Referente al pilar este deberá tener una altura superior a 4 mm en sentido gíngivo-oclusal antes de iniciar la preparación dentaria, debido a las exigencias físico mecánicas a las que será sometida la estructura. El criterio de selección es similar a una prótesis fija convencional, aunque debe tomarse en consideración el área para los

conectores, la cual debe ser de 6 mm² a nivel anterior y 9 mm² en el sector posterior, no pudiendo ubicarse los valores por debajo de estas referencias”¹⁴⁻¹⁷. Según otros autores “el conector debe tener una superficie de 12mm²”.¹⁷⁻¹⁸

La preparación de pilares para restauraciones de óxido de zirconio sigue los parámetros establecidos para prótesis fija, pero con algunos detalles que deben ser minuciosamente establecidos como ángulos perfectamente redondeados y cúspides funcionales en dos vertientes.¹⁹ Respecto a la terminación cervical chamfer redondeado es necesario para las restauraciones de zirconia, sin embargo França D et al en su estudio reporto un caso con hombro cerámico por vestibular lo cual aumentaba la fuerza de adhesión de la zirconia al sustrato dental ya que este podía grabarse y silanizarse.

Debido a la carente estética de la zirconia de primera generación ésta solo puede utilizarse como estructura, por lo cual necesita de una cerámica de recubrimiento para aportar la estética necesaria. “A la fecha, hay dos procesos más estudiados y utilizados para unir la cerámica a las estructuras de zirconia: la técnica por capas (convencional), en la cual se aplica un polvo cerámico a la estructura de zirconio antes de la sinterización; y la de inyección, en la que se usa la técnica de la cera perdida para obtener la restauración. Para ambas técnicas, el coeficiente de expansión térmica de la cerámica de recubrimiento está predeterminado a ser igual o ligeramente menor que el de la zirconia, si la diferencia entre estos fuese mayor, se producirían esfuerzos residuales en la restauración, obteniendo un menor éxito es el tratamiento”.¹⁸⁻²²

Lima, et al. (2013) y White, et al. (2015), afirman que un grosor de capa fina de porcelana de recubrimiento (1 mm) proporciona una mayor resistencia a la flexión, siendo la falla más frecuente la fractura de la cúspide de las restauraciones de cerámica sin metal, ya que presentan mayores espesores de porcelana y se ven afectadas por

tensiones residuales.^{10,11} En cuanto al color, estudios previos afirman que para lograr el color objetivo con restauraciones basadas en zirconia, independientemente del color del muñón, el grosor mínimo de la cofia de zirconia debe ser de 0.6 mm, y el grosor mínimo de la cerámica de recubrimiento debe ser de 1.2 mm.²³⁻²⁴

Debido al color opaco de la zirconia esta necesita ser recubierta por cerámica traslucida. Estudios previos han observado que los puntos débiles de las prótesis basadas en zirconia fueron la porcelana de recubrimiento.⁶⁻⁷ “La frecuencia de “*chipping*” o fractura de la porcelana de recubrimiento en prótesis fija de óxido de zirconio puede conseguir el 25% a los 3-5 años”^{6,24}, mientras que en “Prótesis fija sobre implantes se obtienen unos resultados aún mayores, alcanzando el 8% de coronas unitarias a los 6 meses y el 53% de puentes a los 12 meses”.⁶

“Estas tasas de “*chipping*” son muy superiores a las que se originan en restauraciones de metal porcelana, hallando un 2.5% de “*chipping*” a los 5 años.”¹⁰ Esto se debe a que tanto la cerámica y la zirconia presentan coeficiente de expansión y módulo de elasticidad diferentes, generando estrés residual. Otros autores hacen énfasis en diferentes técnicas que aumentarían la resistencia de unión de la cerámica a la zirconia “El arenado con Al₂O₃ es un método común para tratar de mejorar la resistencia de adhesión de la porcelana de recubrimiento a la estructura de zirconia, independientemente del momento (pre sinterizado o post sinterizado de la zirconia) mejoraba los resultados de la unión de la porcelana de recubrimiento a la estructura de Y-TZP.”⁸ Los bloques cerámicos pre-sinterizados se han obtenido mediante técnicas de conformación industrial (compactación isostática) que tienen un impacto en el grado final de homogeneidad y densidad del material creando más espacio para la aplicación de una capa cerámica.²⁴⁻²⁶

Todos los tratamientos de superficie de zirconia dan como resultado un aumento en la resistencia de unión de la cerámica a la zirconia y definitivamente hay una falla en la adhesión cuando la superficie de zirconia no es tratada. Sin embargo en diversos estudios se encontró que la abrasión con óxidos de 80 μm a más provoca mayor transformación de fase a monoclinica que otros tratamientos de superficie pero que ésta no es clínicamente significativo.¹⁵⁻¹⁷

Los diferentes estudios encontrados que comparan la complicaciones técnicas entre las restauraciones metal porcelana y zirconia con cerámica de revestimiento, llegan a la conclusión que “La tasa de fractura de la cerámica es más elevada en zirconia que en restauraciones convencionales de metal porcelana”.⁹⁻¹²

Por otro lado en cuanto a prótesis sobre implantes, el mayor riesgo de complicaciones para prótesis fija de zirconia sobre implantes se explica por el hecho de que los implantes oseointegrados se caracterizan por el contacto directo entre el hueso y el implante cargado y la falta de absorción de choque, respuesta sensorial y movimiento por lo que pueden estar sujetas a carga excesiva, lo que aumenta el riesgo de complicaciones técnicas¹. Sin embargo algunos estudios ha informado que “Las prótesis dentales fijas de zirconia sobre implantes tienen elevadas tasas de supervivencia, lo que revela que la resistencia a la fractura de la estructura de zirconia era lo suficientemente alta como para soportar la carga oclusal generada”.²⁵⁻²⁶

“La resistencia a la flexión de la porcelana feldespática es de unos 60-80MPa, casi 15 veces inferior a la del óxido de zirconio”¹¹, es por ello que según los autores “Los puntos de contacto no deben estar recubiertos por cerámica, solo por zirconia, ya que las fuerzas de masticación flexionarán la cerámica causando su fractura, debido a que la porcelana de esta zona estará sometida a la acción directa de las cargas oclusales que

tienden a flexionarla. Al igual que por palatino siempre se realizará un hombro donde la cerámica podrá descansar”.²⁷

2.2.-Segunda Generación

En 2012 y 2013, se introdujo una segunda generación de zirconia. El número y el tamaño de grano de los granos de óxido de aluminio (Al_2O_3) se redujeron y se reubicaron en la estructura de zirconia logrando una mayor transmisión de la luz con una buena estabilidad a largo plazo y una alta resistencia²⁸.

Este tipo de zirconia monolítica sin recubrimiento de porcelana ha sido reportado como un camino efectivo para fortalecer las prótesis de zirconia posteriores. Este diseño aplicado a dientes posteriores soportados por implantes tuvo una tasa de complicaciones técnicas significativamente más baja que la del metal – cerámica y zirconia de primera generación.²⁹⁻³⁰ Las coronas monolíticas de zirconia proporcionan una mayor confiabilidad y una mejor capacidad para sostener la carga es por ello que presentan un considerable margen de seguridad en el sector molar.¹³

En cuanto a la preparación para zirconia monolítica, las dimensiones sugeridas de la restauración son 0.5 mm paredes axiales y 1.0 a 1.5 mm para la reducción oclusal³¹. Esta profundidad de reducción oclusal es la que permite la resistencia a las fuerzas oclusales sin embargo coronas con un espesor oclusal de 0.5 mm han demostrado exhibir suficiente resistencia a la fractura para su uso en la región molar (resistencia a la fractura entre 787 Mpa y 916 Mpa con un espesor de 0.5 mm, y una menor fuerza de fractura de aproximadamente 450 Mpa con un espesor de 0.3 mm). Por lo tanto, una preparación para zirconia monolítica que incorpora una reducción oclusal de 0.5 mm puede en realidad resultar en un menor volumen de pérdida de dientes, una tabla oclusal anatómica proporciona una mejorada adaptabilidad marginal en comparación con una

tabla oclusal plana.³² “El espesor de la corona y el tipo de cementación influyen en la supervivencia y la resistencia a la fractura de las coronas de zirconia pero, la estabilidad de la restauración está más influenciada por el tipo de cementación”¹³⁻¹⁴.

Debido a que la zirconia monolítica no necesita de cerámica de recubrimiento por lo tanto no presenta “*chipping*”, en estudios previos se enfatiza en complicaciones técnicas como la pérdida de retención y pobre estética, para ello según Hiroto Gunge et al sugiere primers o adhesivos que contienen MDP después de un chorro de arena a baja presión son una excelente opción para unir zirconia al sustrato dental.³³ Referente a la pobre estética se ha informado que el diseño monolítico modificado con recubrimiento de porcelana limitado a la superficie bucal para mejorar el resultado estético obtiene resultados estéticos satisfactorios; una serie de casos consecutivos mostró que no se observaron complicaciones con las restauraciones monolíticas y monolíticas modificadas de zirconia en implantes a 68 meses. Según Chih-Wen et al la incidencia de complicaciones técnicas a los 5 años fue de 6,5% para fractura cerámica, 4,3% para pérdida de retención y 2,1% para aflojamiento de tornillo pilar en zirconia retenida por implantes.³⁴⁻³⁶

En cuando al desgaste antagónico en estudios previos Min-Seok et al reportan que hay mayor pérdida de volumen de esmalte en dientes que presentan metal cerámica como antagonista, y cuando el antagonista es una corona de oro o zirconio no hay una pérdida significativa de volumen es por ello que enfatizan en la utilización de zirconio en pacientes con problemas para funcionales como el bruxismo.³⁷ Otros autores también refieren que “El uso de zirconia monolítica es justificable debido a que el desgaste del esmalte es mucho menor que el causado por otras cerámicas”.^{2,31, 38,39}

Otros estudios reportan el desgaste de dientes sanos que presentan prótesis de metal porcelana como antagonista tienden a presentar alrededor de los 0,2750 mm de desgaste sobre las superficies oclusales, mientras que los dientes sanos que presentan prótesis de zirconia como antagonista estos tienden a concentrarse alrededor de los 0,0192 mm de desgaste sobre las superficies oclusales.⁴⁰

Oh et al informaron que la rugosidad superficial del antagonista, la magnitud de las cargas, la distancia y velocidad de deslizamiento aumentaron el coeficiente de fricción y dieron como resultado un mayor desgaste del antagonista. Sin embargo los resultados relacionados con las técnicas para el acabado y pulido de la superficie de zirconia son controversiales. Un estudio informó un menor desgaste del material antagonista con zirconia glaseada,¹⁵ mientras que otros estudios mostraron que la superficie bien pulida sin glaseado puede reducir el desgaste del antagonista.⁴² Según Yener et al. 2011 y Lai et al. 2017 “El glaseado disminuye la resistencia a la flexión de la zirconia de segunda generación”.^{41,42}

Los autores también refieren que al desgastar la zirconia ya sinterizada esta cambiara de fase tetragonal a monoclinica. Por ello, hay que evitar en lo posible retocar el óxido de zirconio una vez sinterizado. “Si excepcionalmente se retoca, será con turbina, con fresas nuevas de diamante de grano fino, con abundante irrigación, a baja velocidad y ejerciendo una ligera presión. Finalmente, se pulirá meticulosamente”.⁴²⁻⁴³

Por ultimo durante el proceso de desgaste con el antagonista la capa de glaseado se elimina dejando al descubierto zirconia no pulida y rugosa acelerando el proceso de desgaste del antagonista.⁴⁴

2.3.- Tercera Generación

La zirconia de segunda generación todavía era inferior a la translucidez de las vitrocerámicas, y surgió el deseo de una zirconia más translúcida meta estable en la fase tetragonal (zirconia completamente estabilizada) Esto significa que la luz se dispersa menos haciendo que el material sea más transparente, sin embargo en la actualidad no se encuentra literatura relevante sobre este tema.⁴⁴⁻⁴⁵

Según Pereira et al “La segunda generación presenta mejores propiedades mecánicas que la tercera generación, pero la tercera generación al ser completamente estable es inerte al envejecimiento en autoclave (LTD) mientras que la segunda y primera generación eran propensa a la transformación de fase de tetragonal a monoclinica cuando envejecia”.⁴⁶

Según Bogna Stawarczyk recomienda la zirconia de primera y segunda generación, debido a su alto valor de resistencia, siendo la zirconia de primera generación con los valores más altos de resistencia a la flexión y la de tercera generación con los valores más bajos de aproximadamente 600 Mpa, esto se da debido a que hay una relación inversa entre la resistencia y la translucidez de los materiales.⁴⁷⁻⁴⁸

Las zirconias ultra translúcidas atraen una inmensa atención debido a su fascinante apariencia estética.⁵⁹ “Sin embargo, la alta translucidez se produjo a expensas de la disminución de la fuerza y módulos de flexión aun así las resistencias a la flexión de los materiales de zirconia altamente translúcidos son significativamente mayores que los del disilicato de litio”⁴⁸. La literatura refiere que la zirconia de tercera generación tiene una alta resistencia de 590-720 MPa.⁴⁹

La zirconia translúcida sigue siendo un material muy nuevo y aún no se ha estudiado exhaustivamente. Y, aunque es un material excepcional, no es adecuado para,

incrustaciones u onlay debido a la alta visibilidad del margen y la delgadez de preparación.⁵⁰⁻⁵¹ “La preparación y las recomendaciones de material para coronas posteriores hechas con una menor resistencia a la flexión (500-800 MPa) de zirconia de tercera generación son: 0.8 a 1.0 mm en el tercio gingival y 1.2 a 1.5 mm para paredes axiales, cúspide y surco central”.¹²

La alúmina se incorpora a algunos materiales de zirconia para aumentar su estabilidad al envejecimiento, entre otros beneficios. El inconveniente, sin embargo, es que la alúmina tiene un índice de refracción diferente que el resto del material de zirconia, que dispersa la luz, dando como resultado inconvenientes de translucidez similares a los causados por defectos estructurales. Para evitar este problema, algunos materiales de zirconia no contienen alúmina; pero como podría predecirse, esto los hace vulnerables a los problemas de estabilidad del envejecimiento.⁵²

3.-Procesamiento De La Zirconia

Diseño asistido por computadora y fabricación asistida por ordenador (CAD-CAM) es una opción popular en odontología restauradora, debido a nuevos materiales de restauración introducidos para ser usados con esta aplicación⁶ Entre estos, zirconio estabilizado con itrio es una opción para prótesis dentales fijas posteriores (FDP) debido a su excelentes características mecánica. La técnica de impresión influye en la precisión de las restauraciones de Zirconia⁷. En la actualidad existen dos métodos de impresión que se utilizan para adquirir la imagen digital: la impresión digital indirecta y directa. Según estudios previos “La digitalización directa resultó en un ajuste marginal e interno más preciso de las prótesis dentales fijas monolíticos de zirconia de 4 unidades en comparación con los fabricados mediante la digitalización indirecta” (P <.001).⁵³⁻⁵⁴

El número de pónicos tuvo un efecto significativo en el ajuste marginal e interno de las

prótesis dentales monolíticas de 4 unidades cuando la digitalización directa era usada ($P < .001$). Según Woong Ki Kim y Sunjai Kim, la fabricación de una prótesis dental fija de tramo largo con púnticos múltiples puede incurrir en mayores discrepancias marginales e internas.⁵⁵

Esto puede deberse a la posible distorsión del material de impresión, los procedimientos de desinfección, la separación total o parcial del material de impresión de la bandeja y el transporte al laboratorio dental en diferentes condiciones climáticas.⁷ Un ajuste marginal inadecuado, más ancho que $120 \mu\text{m}$, puede comprometer la longevidad de la restauración porque una película de cemento más ancha está expuesta al ambiente oral, lo que lleva a una velocidad de disolución más agresiva por acción de fluidos orales y fuerzas químico-mecánicas⁶ así como también problemas biológicos dentales, como lesiones cariosas.⁵³

Los avances en la tecnología CAD-CAM han llevado a aumentar el uso de restauraciones fresadas, que requieren una precisión en la preparación; es decir un diseño específico.⁵⁴ Las restauraciones CAD - CAM requieren cúspides bien redondeadas debido a los diámetros de fresas de fresado. Además, se recomienda un ángulo intercuspídeo de más de 120 grados para crear un mejor asiento para la restauración; las restauraciones con una tabla oclusal anatómica proporciona una adaptabilidad marginal mejorada en comparación con una mesa oclusal plana.⁵⁵⁻⁵⁷

Dependiendo del sistema utilizado y de la marca, los bloques de zirconia pueden ser totalmente sinterizados o pre-sinterizados. “Los bloques que son totalmente sinterizados, al ser procesados se obtiene la estructura final real, pero la alta dureza que presentan tiene algunas desventajas como mayor tiempo de fresado y rápido desgaste de las herramientas que fresan”⁵⁸. “Los bloques pre-sintetizado son porosos, por lo cual

es más sencillo su procesamiento de fresado, sin embargo luego tiene que ser sinterizada para alcanzar la dureza del material lo cual es acompañado por una contracción de la estructura en un rango del 20-30% por ello la subestructura se fresa a un tamaño aumentado, tomando en cuenta la futura contracción que sufrirá”.⁵⁹

4.-Tratamiento De Superficies

El interior de la zirconia debe ser tratada antes de la cementación; habiendo diferentes métodos que logren la rugosidad interna de la zirconia, como por ejemplo según Blatz y col. 2017, Wolfart y col. 2017, Phark y col. 2019, entre otros refieren que el arenado aumenta la unión micro mecánica, y el uso del grabado laser como innovador tratamiento.¹⁹⁻²⁰

Otros estudios enfatizan en el pretratamiento químico de la superficie de zirconia con una primer cerámico que da como resultado la durabilidad de la adhesión del cemento compuesto.⁶⁰ Otros autores hablan sobre el uso combinado del método de abrasión con aire y una imprimación de zirconia para lograr una unión fuerte y duradera entre las cerámicas de zirconia y los cementos de resina autoadhesivos, sin embargo “la transformación de fase de Y-TZP puede ser causada por aire-abrasión, que creará grietas, lo cual puede ocasionar cambios desfavorables de las propiedades mecánicas superiores”.⁶¹ Pauleski et al en su investigación encontraron que la transformación de fase después de la abrasión por aire solo se observó para materiales de 2ª generación.⁶²⁻

63

5.-Cementacion

Una buena adaptación marginal e interna son factores críticos en la longevidad de las prótesis dental fija. El aumento de la discrepancia marginal se relaciona con la acumulación de placa, microfiltración, caries secundaria y enfermedad periodontal⁶³. Un

espacio de cemento interno aumentado también puede inducir tensiones de tracción residuales incrementadas, que pueden iniciar grietas en la cerámica de recubrimiento.⁶⁴

Para la cementación la literatura enfatiza en la utilización de las resinas, debido a que los últimos estudios proponen las resinas como material de elección en la adhesión con la zirconia por unas mejores propiedades en cuanto a la resistencia y durabilidad de la adhesión.¹ Referente a esto, la literatura refiere que la pérdida de retención se produjo en mayor frecuencia en restauraciones cementadas con fosfato de zinc o cementos de ionomero de vidrio.⁶⁵

Para el éxito de la cementación hay que conocer lo siguiente:

1. “Mecánica: la superficie de la zirconia no es retentiva es decir que no puede grabarse con ácidos como el resto de cerámicas (dada su poca reactividad química)”⁶⁵
2. “Química: no posee sílice en su composición, a diferencia de las cerámicas feldespáticas y no puede silanizarse”.⁶⁵

Según la bibliografía, “los cementos duales son los más apropiados en las restauraciones de zirconia y que el tratamiento de arenado incrementa la fuerza de adhesión, pero que éste no es suficiente para permanecer estable a lo largo del tiempo”⁶⁶ MA Bottino enfatiza que el cemento de resina convencional que contiene monómeros de MDP mostró un mejor rendimiento del enlace que el cemento de resina autoadhesivo⁶⁷, la investigación se ha centrado en el uso de primers que contienen monómeros de fosfato que tienen una afinidad por los óxidos metálicos, siendo 10-MDP uno de los monómeros más utilizados.⁶⁸⁻⁷²

Como se analizó en el presente estudio el desarrollo de la zirconia para aplicaciones dentales, con enfoque en las diferentes generaciones, destaca el potencial de este material para la fabricación de restauraciones estéticas y de alta calidad, concluyendo en

un tratamiento exitoso si se aplican en las situaciones clínicas adecuadas. Se ha demostrado que el procesamiento monolítico de la zirconia es una elección factible para diferentes situaciones clínicas, disminuyendo las complicaciones más frecuentes que se presentan en las zirconias de primera generación y aportando la estética esperada por el paciente. Sin embargo la zirconia de tercera generación aun con pocos estudios a largo plazo podría utilizarse en el sector anterior debido a que las propiedades mecánicas se ven comprometidas. La cementación adhesiva de las coronas de zirconia mas la utilización de un primer con MDP previo arenado presenta valores de mayor capacidad de adhesión comparada con otros sistemas de cementación.

Conclusiones

1.-Respecto a la zirconia de primera generación la complicaciones más frecuente es la fractura de la cerámica de recubrimiento, sin embargo una estructura anatómica reduce las tensiones producidas en mayores espesores de cerámica, los puntos de contacto no deben estar recubiertos por cerámica, solo por zirconia y por palatino siempre se realizará un hombro. Conectores entre 6 -12 mm² es necesario en estructuras de puentes fijos. La aplicación por capas de la cerámica de recubrimiento es el método con mejores valores mecánicos y el grosor de la porcelana de recubrimiento no debe ser mayor a 1 mm. Para alcanzar la estética adecuada son necesarios grosores de 0.6 mm para la cofia de zirconia y 1.2 mm para la cerámica de recubrimiento. Para mejorar la unión de la cerámica a la zirconia la abrasión con Al₂O₃ (50um, 2.5 Br) es el método con mayores estudios y mejores resultados.

2.- La zirconia monolítica es una excelente opción para diferentes situaciones clínicas, presentándose las menores complicaciones técnicas. Grosores de 1 mm han demostrado valores altos de resistencia a la fractura y también se puede trabajar con grosores de

0.5 mm y 0.3 mm cuando no presentan ningún tipo de parafunción. El diseño monolítico produce menor desgaste de estructura dental comparado con otras cerámicas dentales. La resistencia de la zirconia monolítica dependerá del grosor oclusal más no del axial. Una tabla oclusal anatómica del pilar proporcionara mejor adaptabilidad marginal. La Tinción y glaseado de la zirconia causó más desgaste antagónico. Evitar en lo posible retocar el óxido de zirconio una vez sinterizado.

3.- La zirconia de tercera generación aun no presenta los estudios suficientes que validen el éxito clínico sin embargo sus propiedades mecánicas son muchísimo menores que las demás zirconias demostrando que las propiedades mecánicas disminuyen conforme aumentan las propiedades ópticas, sin embargo es resistente a LTD en comparación a la zirconia de primera y segunda generación,

4.- La cementación adhesiva es fundamental para la zirconia, los cementos resinosos soportan mayor carga de fractura comparado con cementos de ionomero. El tratamiento de superficie con oxido de aluminio con un grosor de partículas entre 30 y 50 um y un presión moderada que no exceda los 2.5 bar de presión más un primer con MDP aumenta significativamente la unión de la zirconia a la estructura dentaria según la mayoría de los estudios analizados.

BIBLIOGRAFIA

1. Monaco C, et al. Zirconia-based versus metal-based single crowns veneered with overpressing ceramic for restoration of posterior endodontically treated teeth: 5-year results of a randomized controlled clinical study. *J.D.*2017; 65:56-63.
2. Chen D, et al. A 3-dimensional finite element analysis of the restoration of the maxillary canine with a complex zirconia post system. *The J. P.D.* Diciembre de 2014; 112(6):1406-15.
3. Rinke S, et al. A practice-based clinical evaluation of the survival and success of metal-ceramic and zirconia molar -crowns: 5-year results. *J. O. R.* Febrero de 2016; 43(2):136-44.
4. Sailer I, et al. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *C.O. I. R.* Junio de 2007; 18:86-96.
5. Matani JD, et al. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Q. I.* 18 de Abril de 2017; (5):369–380.
6. Cionca N, et al. Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading?. *Periodontology 2000.* 2017,(73) 241–258
7. Chandkiram G et al. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *The Royal Society of Chemistry* 2016. 7 November 2016; (48) 19194-19215
8. Li De, et al. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J. P. R.* Octubre de 2014; 58(4):208-16.

9. Miura S, et al. Clinical evaluation of zirconia-based all-ceramic single crowns: an up to 12-year retrospective cohort study. C.O.I. Marzo de 2018; 22(2):697-706.
10. Castro-Aguilar EG, et al. Consideraciones actuales en la utilización de coronas unitarias libres de metal en el sector posterior. Rev Estomatol Herediana. 2014; (4):278-286.
11. Pihlaja J, et al. Early complications and short-term failures of zirconia single crowns and partial fixed dental prostheses. The J.P. D. Octubre de 2014; 112(4):778-83.
12. Kanat B, et al. Effect of Various Veneering Techniques on Mechanical Strength of Computer-Controlled Zirconia Framework Designs: Mechanical Performance of Veneering on Zirconia. J.P. Agosto de 2014; 23(6):445-55.
13. Kanat-Ertürk B, et al. Effect of Veneering Methods on Zirconia Framework-Veneer Ceramic Adhesion and Fracture Resistance of Single Crowns: Effect of Veneering Methods on Veneering Ceramic-Zirconia Adhesion. J.P. Diciembre de 2015; 24(8):620-8.
14. Figueiredo V. et al. Effects of porcelain thickness on the flexural strength and crack propagation in a bilayered zirconia system. J. A. O.S. Octubre de 2017; 25(5):566-74.
15. Matani JD, et al. Evaluation of Experimental Coating to Improve the Zirconia-Veneering Ceramic Bond Strength: Experimental Method for Bonding Veneering Ceramic to Zirconia. J.P. Diciembre de 2014; 23(8):626-33.
16. Bankoğlu G, et al. Evaluation of stress distributions occurring on zirconia and titanium implant-supported prostheses: A three-dimensional finite element analysis. The J. P. D. Septiembre de 2016; 116(3):346-55.

17. Ferrari M, et al. Fracture resistance of three porcelain-layered CAD/CAM zirconia frame designs. D.M. Julio de 2014; 30(7):163-8.
18. Gehrke P. In Vitro Fatigue and Fracture Resistance of One- and Two-Piece CAD/CAM Zirconia Implant Abutments. The I. J. O. & M. I. Mayo de 2015; 30(3):546-54.
19. Stawarczyk B, et al. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II. Quintessence International. 17 de Mayo de 2017; (6):441–450.
20. França D, et al. Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. The J. P. D. Enero de 2015; 113(1):22-8.
21. Tabatabaian F, et al. Influence of coping and veneer thickness on the color of zirconia-based restorations on different implant abutment backgrounds. The J. P. D. Agosto 2018; 105(2):
22. Piccoli AC, et al. Influence of the fabrication method on the fracture behavior of all-ceramic prosthesis. Cerâmica. Junio de 2018; 64(370):284-7.
23. Mascarenhas F, et al. Load to failure of different zirconia implant abutments with titanium components. The J. P.D. Junio de 2017;117(6):749-54
24. Almeida e Silva JS, et al. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. C.O.I. Marzo de 2014; 18(2):515-23.
25. Gehrke P, et al. Microscopical and chemical surface characterization of CAD/CAM zircona abutments after different cleaning procedures. A qualitative analysis. The J.A.P. 2015; 7(2):151.

26. Rinke S, et al. Practice-based clinical evaluation of metal-ceramic and zirconia molar crowns: 3-year results. *J.of O.R.* Marzo de 2013; 40(3):228-37.
27. Ramos-Tonello C, et al. Pre-sintered Y-TZP sandblasting: effect on surface roughness, phase transformation, and Y-TZP/veneer bond strength. *J.A. S.* Diciembre de 2017; 25(6):666-73.
28. Cooper LF, et al. Prospective assessment of CAD/CAM zirconia abutment and lithium disilicate crown restorations. *The J.P. D.* Julio de 2016; 116(1):33-9.
29. Alejandra V, Prótesis fija convencional libre de metal: tecnología CAD CAM-Zirconia, descripción de un caso clínico. *Odontoestomatología.* 2011; (13)
30. Le M, et al. The clinical success of tooth- and implant-supported zirconia-based fixed dental prostheses. A systematic review. *J.O.R.* Junio de 2015; 42(6):467-80.
31. Larsson C, et al. The Clinical Success of Zirconia-Based Crowns: A Systematic Review. *The I.J.P.* Enero de 2014; 27(1):33-43.
32. Stawarczyk B et al. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence International.* 17 de Mayo de 2017;(6):441–450.
33. Christian S et al. Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture. 13 Junio 2017; 30(60)
34. Passos SP, et al. In Vitro Fracture Toughness of Commercial Y-TZP Ceramics: A Systematic Review: Fracture Toughness of Dental Y-TZP Ceramics. *J.P.* Enero de 2015;24(1):1-11.
35. Zhang Y, et al. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine.* 2017; 97(2) 140:147.

36. Kwon M-S et al. Two-body wear comparison of zirconia crown, gold crown, and enamel against zirconia. *J.M.B.B.M.*. Julio de 2015;47:21-8.
37. Sikora CL, et al. Wear and Corrosion Interactions at the Titanium/Zirconia Interface: Dental Implant Application: Tribocorrosion of Implant and Abutment Materials. *J.Prostodontics*. Diciembre de 2018;27(9):842-52.
38. Özkurt Z, et al. Zirconia ceramic post systems: a literature review and a case report. *D.M.J.*. 2010;29(3):233-45.
39. Vagkopoulou T, et al. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Clinical Research*. 2009;4(2):22.
40. Weigl P, et al. In-vitro performance and fracture strength of thin monolithic zirconia crowns. *THE J. A. P.* 2018;10(2):79.
41. Park J-H, et al. Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. *The J. P.D.* Enero de 2014;111(1):20-9.
42. Sulaiman TA, et al. Effect of different treatments on the flexural strength of fully versus partially stabilized monolithic zirconia. *The J. P. D.* Agosto de 2017;118(2):216-20.
43. Ozer F, et al. Effect of thickness and surface modifications on flexural strength of monolithic zirconia. *The J.P.D.* Junio de 2018;119(6):987-93.
44. Stober T, et al. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *J.O. R.* Abril de 2014;41(4):314-22.
45. Nakamura K, et al. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontologica Scandinavica*. 17 de Noviembre de 2015;73(8):602-8.

46. Sadid-Zadeh R, et al. Loss of tooth structure associated with preparation for two monolithic CAD-CAM complete coverage restorations. *The J.P.D.* Septiembre de 2018;120(3):403-8.
47. Cheng C-W, et al. Randomized Controlled Clinical Trial to Compare Posterior Implant-Supported Modified Monolithic Zirconia and Metal-Ceramic Single Crowns: One-Year Results: Modified Monolithic Zirconia Single Crowns. *J.* 12 de Marzo de 2018.
48. Gunge H, et al. Retrospective clinical evaluation of posterior monolithic zirconia restorations after 1 to 3.5 years of clinical service. *J.O.S.* 2017;60(1):154-8.
49. Preis V, et al. Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. *J.D.* Enero de 2015;43(1):133-9.
50. Carrabba M, et al. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *J.D.* Mayo de 2017;60:70-6.
51. Carlos L. et al. Comparative fracture behavior of monolithic and veneered zirconia posterior fixed dental prostheses. *Dental Materials Journal.* 2017; 36(6) 816-821
52. Zucuni CP, et al. Load-bearing capacity under fatigue and survival rates of adhesively cemented yttrium-stabilized zirconia polycrystal monolithic simplified restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* Febrero de 2019;90:673-80.
53. UPassos SP, et al. In Vitro Wear Behavior of Zirconia Opposing Enamel: A Systematic Review: Enamel Wear Caused by Zirconia Ceramics. *J.Prostodontics.* Diciembre de 2014;23(8):593-601.

54. Harada K, et al. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. THE J.P.D. Agosto de 2016;116(2):257-63.
55. Kwon SJ, et al. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. The J.P.D. Julio de 2018;120(1):132-7.
56. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. D. M. octubre de 2014;30(10):1195-203.
57. Pereira GKR, et al. Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. J.M.B. B.M. Septiembre de 2018;85:57-65.
58. Shahmiri R, et al. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. The J.P.D. Enero de 2018;119(1):36-46.
59. Dangra Z, et al. The Use of Newer High Translucency Zirconia in Aesthetic Zone. Case Reports in Dentistry. 2014;2014:1-3.
60. Matsuzaki F, et al. Translucency and flexural strength of monolithic translucent zirconia and porcelain-layered zirconia. D.M.J. 2015;34(6):910-7.
61. Church TD, et al. Translucency and strength of high-translucency monolithic zirconium oxide materials. General Dentistry. 2017;5.
62. Fathy SM, et al. Translucency of monolithic and core zirconia after hydrothermal aging. Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica. 23 de Diciembre de 2015;1(2-4):86-92.
63. Mao L, et al. Graded Ultra-Translucent Zirconia (5Y-PSZ) for Strength and Functionalities. J. Dental Research. Octubre de 2018;97(11):1222-8.
64. Silva LH da, et al. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. Brazilian Oral Research .28 de Agosto de 2017 ;31(1).

65. Inokoshi M, et al. Bonding effectiveness to different chemically pre-treated dental zirconia Clin Oral Invest. 2013; 18(7)1803-1812
66. Ding Q, Zhang L et al. Effects of different surface treatments on the cyclic fatigue strength of one-piece CAD/CAM zirconia implants. J.the M. B. of B. M. Agosto de 2018;84:249-57.
67. Mello CC, et al. The Effect of Surface Treatment on Shear Bond Strength between Y-TZP and Veneer Ceramic: A Systematic Review and Meta-Analysis: Systematic Review of Surface Treatment on Zirconia. J.P. Agosto de 2018;27(7):624-35.
68. Kirmali O, et al. Veneer Ceramic to Y-TZP Bonding: Comparison of Different Surface Treatments: Veneer Ceramic to Y-TZP Bonding. J.P. Junio de 2016;25(4):324-9.
69. Akin GE, et al. Surface Roughness and Bond Strength of Zirconia Posts to a Resin Cement After Various Surface Pretreatments. P. Laser S. Mayo de 2015;33(5):246-51.
70. Malkondu O, et al. Influence of type of cement on the color and translucency of monolithic zirconia. The J.P.D. Diciembre de 2016;116(6):902-8.
71. Bravo R, et al. Evaluación Ex Vivo De La Retención De Estructuras En Zirconia-Ytria De Procera Con Diferentes Cementos. Revistas de la Universidad de Antioquia . 2014; 26:18.
72. Bottino M, et al. Bonding of Y-TZP to Dentin: Effects of Y-TZP Surface Conditioning, Resin Cement Type, and Aging. O.D. Abril de 2014;39(3):291-300.