Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

Facultad de Estomatología

División de Estudios de Posgrado

Maestría en Ciencias Estomatológicas en

REHABILITACIÓN ORAL

"Estudio comparativo de la resistencia a la fractura de coronas monolíticas de zirconia elaboradas con sistema CAD/CAM sobre pilares de titanio grado 5"

Tesis presentada como requisito para obtener el titulo de Maestro en Ciencias Estomatológicas en Rehabilitación Oral

PRESENTA:

L.E. Jonathan Omar Rodríguez Anaya MAT 212450003

DIRECTORES DISCIPLINARIOS

M.E.I Guillermo Franco Romero ID 100294988

M.O. Ester Luminosa Soberanes de la Fuente ID 100071055

DIRECTOR METODOLÓGICO

M. S.P. Rosendo Carrasco Gutiérrez ID 10008655

ASESOR EXTERNO

S.C.D.T Thomas W. Graber Beck

Septiembre del 2016

Índice

1. Introducción 1
2. Antecedentes 3
   2.1 Antecedentes Generales 3
   2.2 Antecedentes Específicos 6
3. Planteamiento del Problema 9
4. Justificación 10
5. Objetivos 11
   5.1 General 11
   5.2 Especifico 11
6. Hipótesis 11
7. Materiales Y Métodos 12
   7.1 Diseño de Estudio 12
   7.2 Ubicación Espacio Temporal 12
   7.3 Universo 12
8. Criterios de Selección 13
   8.1 Inclusión 13
   8.2 Exclusión 13
   8.3 Eliminación 13
9. Variables 14
   9.1 Definición conceptual y operacional de variables 14
10. Procedimiento 15
11. Resultados 23
12. Discusión 31
13. Conclusión 32
14. Bibliografía 35

"Estudio comparativo de la resistencia a la fractura de coronas monolíticas de zirconia de dos casas comerciales elaboradas con sistema CAD/CAM sobre pilares de titanio grado 5"

Introducción

Cada día en nuestra práctica diaria, nos enfrentamos a casos de alta complejidad estética y por supuesto funcional. Gran parte de estos retos involucran la rehabilitación de implantes en el sector anterior y posterior. Esta demanda se ha vuelto un común denominador en nuestra consulta, en donde tratamos cada vez más con pacientes altamente informados que exigen una rehabilitación que asemeje en medida de lo posible a la naturaleza.

Lo anterior ha motivado al desarrollo de nuevos biomateriales y técnicas que ofrezcan excelentes prestaciones estéticas y funcionales para tener una alternativa a las restauraciones metalocerámicas que por muchos años han demostrado un excelente desempeño funcional, pero que sin embargo, en muchas ocasiones pueden no cumplir con la exigencia estética que los pacientes demandan.

El desarrollo tecnológico, específicamente de los sistemas CAD/CAM, nos brindan una nueva gama de opciones protésicas, con nuevos materiales dentales y nuevas técnicas de procesar los ya existentes, en donde los biomateriales expresan sus propiedades al máximo; con procesos estandarizados ejecutados con gran precisión que limitan el error humano, reducen los tiempos de producción, costos, con excelente control de calidad; que a su vez se reflejan en prótesis que ofrecen gran resistencia, biocompatibilidad, estética y predictibilidad.

Lo anterior perfila a las coronas monolíticas de zirconia elaboradas con sistemas CAD/CAM como una excelente alternativa a las coronas metal porcelana en la rehabilitación de implantes, ya que posee una buena resistencia a la fractura, un alto valor estético y un excelente comportamiento con los tejidos blandos.

Esta alternativa es relativamente nueva, el desarrollo tecnológico en la última década ha permitido perfeccionar las técnicas de elaboración de coronas de zirconia, lo que ha permitido resolver inconvenientes que en el pasado provocaban dudas en torno al desempeño de este biomaterial a largo plazo.

En la actualidad es fundamental someter a estudio nuevos biomateriales y técnicas de fabricación de restauraciones; esto permite fomentar el uso de las nuevas innovaciones tecnológicas, para estar a la vanguardia y conocer los puntos a perfeccionar, para tener un desarrollo constante en nuestra profesión.

La comparación de coronas monolíticas de zirconia de distintas casas comerciales, permite conocer cual se desempeña mejor en términos de resistencia, situación crítica en la rehabilitación de implantes unitarios con pilares de titanio, en donde dichas restauraciones se someten a una carga masticatoria más intensa. . Los órganos dentales están conectados al ligamento periodontal, mientras que los implantes osteointegrados están conectados directamente al

hueso. Como consecuencia, no existe un ligamento que funja como un amortiguador elástico, que ofrezca sensibilidad táctil. Esta es una razón importante del porque la resistencia a la fractura es un aspecto importante en la rehabilitación de implantes.

Conocer que casa comercial ofrece mayor resistencia permite ofrecer restauraciones protésicas de mayor calidad a nuestros pacientes, teniendo como criterio de elección una prueba científica y no solamente conocimiento empírico o de preferencias hacia una marca comercial. Al ser un material relativamente nuevo y con pocos estudios que respalden su eficacia en la rehabilitación de implantes dentales, es importante su análisis. Aunado a lo anterior, la zirconia posee otras ventajas además de la estética superior sobre las restauraciones metal-porcelana, como su biocompatibilidad superior y el menor desgaste oclusal que ofrece contra dientes naturales antagonistas; siendo así una excelente alternativa protésica en donde antes solo contábamos con restauraciones metal-porcelana.

El presente estudio pretende comparar la resistencia a la fractura de 20 coronas monolíticas de zirconia, elaboradas con bloques de zirconia estabilizada con Itrio de 2 casas comerciales (10 muestras para cada casa comercial). Estas serán elaboradas en uno de los mejores laboratorios dentales de Latinoamérica, lo que asegura que se respeten los estándares más altos de calidad y limitar al máximo errores técnicos que influyen en la resistencia de este biomaterial. Posterior a eso se realizarán pruebas en una máquina de pruebas universales (Instron 4465), para comparar la resistencia de cada grupo de estudio.

El realizar pruebas de desempeño a nuevas técnicas y biomateriales permite estandarizar su uso en situaciones específicas, ofrecer alternativas a los biomateriales existentes y formar parámetros en la elección de que zirconia ofrece mejor resistencia a la fractura en la situación ya descrita.

Antecedentes

Antecedentes Generales

La zirconia es un metal con un número atómico de 40. Fue descubierta por primera vez en 1789 por el químico Martin Klaproth,[6] y su aplicación en el campo biomédico fue introducido hasta 1969; en 1988 Christel et al proponen a la zirconia como sustituto de cóndilos de fémur; fue a inicios de la década de los 90`s cuando se desarrolló la zirconia estabilizada con Itrio convirtiéndose en una excelente solución para solventar el problema de fragilidad de la alumina.[40] La zirconia tiene una estructura cristalina hexagonal y posee un color grisáceo; no es posible encontrar zirconia en estado puro en la naturaleza, la encontramos junto óxidos de silicato con el nombre mineral de Zircon (ZrO^2 x SiO^2) o como un óxido libre (ZrO^2) con el nombre mineral de *Baddeleyite*. Este material no puede usarse como material en la odontología debido a su impureza de varios elementos metálicos que afectan su color además de su radioactividad natural como la del uranio. Procesos extensos y complejos hacen posible la separación exitosa de estos elementos indeseables para la producción de polvo de zirconia puro. Después de esta purificación la zirconia puede ser utilizada como un biomaterial cerámico.[6]

Las propiedades mecánicas superiores de la zirconia comparada con otras cerámicas dentales convencionales ha promovido su uso como biomaterial dental; posee un módulo de elasticidad de 210Gpa, resistencia a la flexión de 1200Gpa y una resistencia a la fractura de 8Mpa.[11] La Zirconia es un material polimórfico que puede existir en más de una fase o estructura cristalina, dependiendo de las condiciones de temperatura y presión. Sus tres estructuras polimórficas cristalinas están caracterizadas por formas geométricas específicas y parámetros especiales: cúbica, tetragonal y monoclínica. La estructura cristalina de la zirconia tiene una densidad normal de 6.0g/cm^3, donde la densidad teórica del óxido de zirconio es de 6.51g/cm^3. La proximidad de estos valores de densidad, crea un pequeño espacio entre las partículas, que resulta en una mayor resistencia y superficies más lisas.

La zirconia pura tiene una estructura cúbica en temperaturas por encima de 2370 °C. La fase cúbica tiene la forma de un cubo con los lados cuadrangulares, posee propiedades mecánicas moderadas con una densidad de 6.27g/cm^3. La fase tetragonal existe a temperaturas entre 1170°C y 2370°C. La estructura tetragonal tiene la forma de un prisma recto con los lados rectangulares y posee las propiedades mecánicas más satisfactorias con una densidad de 6.1g/cm^3. La fase monoclínica ocurre a temperaturas de 1170°C y tiene una forma de un paralelepípedo deformado (prisma de 6 ejes) y posee las propiedades mecánicas más débiles, con una densidad de 5.6g/cm^3.[1,30] Para mejorar las propiedades mecánicas de la zirconia es imperativo limitar la cantidad de fase monoclínica en la misma. Las mejores condiciones mecánicas y físicas de la zirconia se obtienen cuando la zirconia sinterizada contiene una mezcla de fase cúbica y tetragonal.

La zirconia pura exhibe una transformación polimórfica durante su transición de fase cúbica a tetragonal y de tetragonal a monoclínica que va acompañada de un cambio volumétrico cuando se está enfriando de altas temperaturas durante el sinterizado, lo que hace al material sinterizado inestable. Debido a que las transformaciones polimórficas van acompañadas de cambios en densidad y otras propiedades físicas y mecánicas, son utilizados óxidos estabilizadores para controlar y mantener las transformaciones de fase.

Para estabilizar a la zirconia a temperatura ambiente y controlar las fases de transformación, se utilizan distintos óxidos como: óxido de Itrio (Y2O3), óxido de calcio (CaO), óxido de magnesio (MgO) y Cerio (CeO2, estos añadidos a la estructura cristalina.

La adición de óxido de Itrio de 3 al 6% estabiliza la zirconia completamente en su fase tetragonal a temperatura ambiente después del sinterizado, y es conocida como: Policristal de Zirconia tetragonal estabilizada con Itrio (Y-TZP).[1]

La Zirconia de grado biomédico (3Y-TZP) es usada en la odontología desde la década de los 90´s, siendo ocupada principalmente en la fabricación de brackets, postes endodonticos, coronas, prótesis parciales fijas, implantes, así como pilares sobre implantes.[29,39]

La zirconia natural es completamente blanca, una ventaja importante contra las aleaciones metálicas utilizadas como subestructura de coronas. La translucidez de la zirconia disminuye con el incremento de contenido cristalino, siendo la opacidad de la zirconia comparable con la del metal, muy útil para enmascarar dientes pigmentados o subestructuras metálicas, núcleos y postes metálicos. [29]

Una característica única de la zirconia es la habilidad de inhibir la propagación de grietas, por un fenómeno llamado “endurecimiento por transformación”. Esto ocurre cuando una grieta amenaza con propagarse a través del material cerámico, donde existe un estado de estrés a la tracción de alta energía siguiendo a la grieta. Esto hace que la región de zirconia bajo estrés transforme su configuración cristalina de tetragonal a monoclínica, con una expansión de volumen de 3 % a un 5 %. Este cambio de dimensiones crea tensiones compresivas en la punta de la grieta. Las fuerzas compresivas contrarrestan las fuerzas de tracción externos que cierran la grieta, lo que inhibe la propagación de estas.[1,10,29,30] Dicha transformación ocurre a la velocidad de la luz y pude modificar efectivamente el comportamiento de las grietas.[30]

Este es un mecanismo ideal para mejorar el comportamiento mecánico del material cerámico cuando se somete a estrés a la tracción. Esta es una característica única de la zirconia dada por su baja susceptibilidad a la fatiga por estrés, su resistencia a la fatiga superior, y su alta resistencia a la flexión en comparación con otras cerámicas, dando al material su reputación de “cerámica inteligente”. Además el material no parece ser sensible a una degradación de la resistencia inducida por la humedad como otros materiales cerámicos y ha sido demostrado que tiene una estabilidad química adecuada.[1,10]

CAD/CAM

El uso de tecnología CAD/CAM (*Computer Assisted Design/Computer Assisted Manufacturing,* por sus siglas en inglés) ha venido en aumento en laboratorios dentales. Esta tecnología permite el diseño y fabricación digital de prótesis dentales, lo que permite reducir costos de producción y materiales, además de disminuir el tiempo de trabajo aumentando la productividad.[1,16]

El uso de sistemas CAD/CAM ha ido en aumento en los últimos años. La implementación de este método digital reduce los costos de manufactura reduciendo el tiempo de trabajo del técnico dental al mismo tiempo que incrementa la productividad. Fancois Duret previó el uso de tecnología digital en la odontología desde 1973; específicamente el uso de imágenes ópticas intraorales para crear prótesis definitivas. La integración de imágenes digitales, diseño digital y manofactura controlada digitalmente fue introducida al mundo de mano del CEREC1 (Chairside Economical Restorations of Esthetics Ceramics) en 1985. El sistema permitía a los clínicos obtener impresiones digitales, restauraciones diseñadas digitalmente y fresar materiales cerámicos para crear inlays en sus consultorios. En aquel entonces CEREC1 usaba una técnica de impresión óptica en dos dimensiones. Desde sus comienzos este sistema ya vislumbraba un enorme potencial, pero como toda tecnología en desarrollo tendría un largo camino a recorrer para alcanzar las expectativas esperadas.

El método digital involucra la captura de imágenes de los órganos dentales preparados, los órganos dentales adyacentes y de los dientes antagonistas para crear un archivo con datos tridimensionales. Este archivo es usado después para diseñar una corona en realidad virtual. Es importante recalcar que el uso de un escáner intraoral no requiere desinfección, transporte y paquetería o elaboración de un modelo de yeso; por lo tanto el potencial de imprecisión dimensional es eliminado o por lo menos reducido.

La corona es elaborada por método sustractivo, en donde una fresadora talla un bloque de cerámica, composite o cera[16]. Es entonces cuando la combinación de lo último en tecnología y el talento del binomio clínico-técnico permiten restauraciones de gran precisión.

Existen numerosos sistemas CAD/CAM que poseen amplias capacidades que van desde el diseño de restauraciones sobre implantes hasta la fabricación de aparatos ortodónticos; la planeación y manofactura digital se ha convertido en una herramienta ampliamente usada por clínicos y laboratorios. Muchos nuevos materiales experimentan una sinergia con los sistemas CAD/CAM que proveen una nueva gama de materiales monolíticos como la zirconia, disilicato de litio o combinación de estos, mismos que buscan satisfacer la creciente demanda de estética.[14]

Es de interés mencionar que los sistemas CAD/CAM no están limitados a usarse de la mano con un escáner intraoral. Existen escáneres de laboratorio

capaces de reproducir modelos virtuales a partir de modelos de yeso convencionales.

Los sistemas CAD/CAM tampoco están limitados a trabajar únicamente con cerámicas, actualmente la gama de materiales que pueden ser fabricados con este sistema incluye: zirconia, disilicato de litio, PMMA, cromo-cobalto, titanio, fibra de vidrio, así como variantes de las ya mencionadas. El flujo de trabajo digital tiene un papel importante dentro de la odontología contemporánea. La digitalización en el campo de la odontología protésica promete gran precisión y un mayor y más alto nivel de calidad en las prótesis. [28]

Antecedentes Específicos

El uso de las coronas totalmente cerámicas en prostodoncia se ha extendido en los últimos años por su calidad estética superior, excelente respuesta biológica y ajuste marginal comparable a las restauraciones metal-porcelana tradicionales. [23] Como muestra de esta tendencia: Christensen en una publicación informa que el 80.2% de todas las restauraciones producidas en 2014 por Glidewell Dental Laboratory, (E.U.) fueron restauraciones cerámicas; mientras que en 2008 se produjeron 23.9%.[27]

Las cerámicas más resistentes como la zirconia estabilizada con Itrio ofrecen la posibilidad de fabricar núcleos o cofias cerámicas que pueden ser estratificadas con porcelana feldespática; ofreciendo restauraciones altamente estéticas. Sin embargo la relación zirconia-cerámica es el aspecto más débil de estas restauraciones, ocurriendo de manera frecuente "*chipping*" (fractura de la cerámica); esto ocurre porque existe una diferencia en el coeficiente de expansión térmica entre estas dos cerámicas y una discrepancia de contracción durante el sinterizado, lo que provoca tensión o estrés residual.

Las coronas implantosoportadas son usualmente utilizadas para la reposición de dientes perdidos. Estas restauraciones poseen un buen índice de supervivencia a largo plazo. Sin embargo las restauraciones implantosoportadas aún muestran menor índice de éxito que las restauraciones dentosoportadas. Los órganos dentales están conectados al ligamento periodontal, mientras que los implantes osteointegrados están conectados directamente al hueso. Como consecuencia, no existe un ligamento que funja como un amortiguador elástico, que ofrezca sensibilidad táctil. Esta es una razón importante del porque se fracturan las porcelanas dentales, problema común en las restauraciones implantosoportadas. Una solución simple ante este problema es la elaboración de coronas hechas completamente de zirconia (monolíticas). Beuer et al mostraron en su estudio de laboratorio que las coronas monolíticas de zirconia presentaron mayor resistencia a la carga estática que aquellas coronas de zirconia estratificadas con porcelana feldespática.[24]

Lo anterior ha motivado el estudio del desempeño de las coronas de zirconia en términos de resistencia así como la comparación contra otros sistemas cerámicos en distintas situaciones clínicas.

Carlo Monaco, Mauro Caldari y Roberto Escoti, realizaron una investigación clínica que evaluó el desempeño clínico de 137 coronas de zirconia posteriores y anteriores colocadas en pacientes de la Academia Italiana de Odontología protésica, estas fueron evaluadas en un periodo de 5 años. Reportando una tasa de supervivencia del 94.7% de todas las restauraciones, encontrando que las fallas estructurales (fracturas totales o parciales) fueron descritas en pacientes con parafunciones.[51]

En el 2014 Abdulaziz, Aris Petros et al. Realizan un estudio comparativo, en donde se pone a prueba la resistencia de coronas prensadas con núcleo de zirconia, coronas prensadas con núcleo anatómico de zirconia y coronas monolíticas de disilicato de litio. En este estudio las coronas monolíticas de disilicato de litio presentaron mejor resistencia a la fractura que sus contrapartes de zirconio/cerámica. Por otro lado las fracturas en las restauraciones monolíticas de disilicato de litio fueron totalmente catastróficas.[52] Lo anterior afirmando la superioridad de las restauraciones monolíticas en términos de resistencia.

Mauro Esconti y colaboradores, evaluaron el desempeño clínico de restauraciones de zirconia estratificada sobre implantes dentales. Evaluando un total de 210 coronas unitarias colocadas sobre implantes en un periodo de 5 años, reportando una supervivencia de 91.95%, y que las fallas estructurales se observaron principalmente en pacientes con alguna parafunción.

Existe poca evidencia clínica disponible respecto a la rehabilitación de implantes con coronas monolíticas de zirconio. En 2015 Berthold et al publican una revisión sistemática de restauraciones realizadas con sistemas CAD/CAM implatosoportadas. El análisis involucró la revisión de la librería Cochrane y la librería de medicina de E.U., El instituto nacional de base de datos de la salud (Pubmed). Evaluando todos los artículos disponibles hasta el 15 de enero del 2015. Se revisaron 3484 documentos, de los cuales no existe reporte clínico que reporte casos realizados en su totalidad con sistemas CAD/CAM (de coronas monolíticas o de múltiples restauraciones). [45] Lo anterior denota lo novedoso del enfoque de introducir coronas monolíticas de zirconia en la rehabilitación de implantes unitarios o en la rehabilitación completa de pacientes.

De Kok et al publica en 2015 un estudio que tuvo como propósito obtener mejor comprensión del riesgo de fractura de restauraciones sobre implantes. Lo anterior lo realizan evaluando el riesgo de falla mecánica de las restauraciones implatosoportadas, específicamente fractura y *chipping* ó delaminación. Lo anterior lo logran sometiendo las restauraciones a una carga estática para después determinar la falla en la carga inicial.

Utilizan coronas idénticas (n=10) de 10 materiales diferentes de cerámica y resinas, cementados sobre pilares de titanio convencionales, colocados en

análogos de implantes embebidos en bloques de acrílico. Los especímenes fueron sujetos a una carga compresiva en una máquina de pruebas universales (INSTRON) registrando la falla inicial a la fractura (ILF)

En su estudio reportan que las restauraciones monolíticas de zirconia (Lava Plus), obtuvieron la mayor resistencia ILF (6065 N) seguido por las restauraciones monolíticas de disilicato de Litio (2788N). Los autores concluyen en su estudio de laboratorio, que las restauraciones monolíticas tienen mayor resistencia que las cerámicas estratificadas convencionales y que las coronas monolíticas podrían comportarse mejor que las coronas de resina. [24]

Balasudha et al publica en 2015 un estudio in vitro en donde compara la resistencia a la fractura de coronas monolíticas de disilicato de liti monolíticas y estratificadas, asi como coronas monolíticas de zirconia. 6 Grupos compuestos por 8 coronas cada uno fueron evaluadas: coronas monolíticas de disilicato de litio con grosor de 1.2mm, coronas monolíticas de disilicato de litio con grosor de 1.5mm, coronas de disilicato de litio estratificadas con grosor 1.5mm, coronas monolíticas de zirconia con grosor de 0.6mm, coronas de zirconia estratificadas con grosor de 1.2mm y coronas de zirconia estratificadas con estatificado en vestibular (sin carga oclusal en esa zona) con un grosor 1.2mm. Estas fueron cementadas sobre dados de resina, cementadas con ionómero de vidrio. Estas fueron almacenadas por 24hrs y sometidas a 200,000 ciclos de termociclado, para después ser sometidas a una fuerza de 25N por 40 ciclos/minuto. Lo anterior medido con la ayuda de máquina de pruebas universales Instron.

El estudio concluye con lo siguiente: Las coronas monolíticas de zirconia con 0.6mm de grosor mostraron resistencia a la fractura comparable a coronas monolíticas de disilicato de litio de 1.5mm de grosor. Las coronas estratificadas de zirconia con grosor de 1.2mm mostraron significativamente mayor resistencia a la fractura que restauración estratificadas de disilicato de litio de 1.5mm de grosor. [27]

Poca es la literatura disponible dedicada al estudio de la resistencia de coronas monolíticas de zirconia en la rehabilitación de implantes, lo estudios disponibles muestran comparaciones contra otros sistemas restaurativos, en donde se muestra la superioridad de las coronas de zirconia monolíticas. Sin embargo son necesarios más estudios que comparen varios sistemas de zirconia que se encuentran actualmente en el mercado. Lo anterior no solo dará pauta a la elección del material restaurativo con mejor resistencia, sino que fomentara el uso y confianza de una nueva opción protésica que promete excelentes resultados y una buena relación costo-beneficio para el clínico y paciente.

Planteamiento del problema

Un tema de gran preocupación en cualquier restauración dental, es la resistencia a la fractura, que va asociado además de otros factores a su longevidad. En la rehabilitación de implantes dentales la resistencia cobra un papel aún más importante, porque las restauraciones son sometidas a un mayor estrés, la ausencia de ligamento periodontal ocasiona que los pacientes ejerzan mayor fuerza durante la masticación, en donde existe una disminución de propiocepción y de perdida de resiliencia.

En la actualidad la manera más común de rehabilitar implantes unitarios es con coronas metal- porcelana sobre componentes protésicos metálicos de cromo-cobalto, plata-paladio, oro y titanio, estas restauraciones tienen gran resistencia a la fractura, un excelente sellado marginal y una estética aceptable. Sin embargo son comunes las situaciones clínicas en donde necesitamos de un biomaterial que tenga un alto valor estético y por supuesto, funcional.

Es entonces cuando la tecnología nos brinda nuevas alternativas para la rehabilitación de implantes unitarios, los sistemas CAD/CAM permiten confeccionar coronas monolíticas de zirconia que presentan una adecuada resistencia, excelente sellado marginal (de hasta 32µm), además de poseer una muy buena integración con los tejidos blandos, un menor tiempo de elaboración y un menor costo.

Muchas casas comerciales desarrollan zirconia para ser procesada con fresadoras manuales y con sistemas CAD/CAM, invariablemente todas ofrecen una resistencia a la fractura (900-1200MPa), lamentablemente no contamos con la certeza de que estas cifras sean aplicables a cualquier situación clínica, al igual que es difícil pensar que todas la zirconias son iguales, en cuanto a resistencia se refiere. Poca es la evidencia bibliográfica que documente el desempeño de las coronas monolíticas de zirconia sobre pilares de titanio, lo que motiva a estudiar su desempeño en situaciones específicas, en concreto la rehabilitación de implantes con pilares de titanio grado 5.

Ante esta nueva opción de restauración protésica de implantes, surge la pregunta de investigación:

¿Las coronas monolíticas de Zirconia de la casa comercial Wieland, elaboradas con sistema CAD/CAM, ofrecen mayor resistencia a la fractura sobre pilares de titanio grado 5?

Justificación

En la actualidad no existe un biomaterial que sea completamente eficaz en cualquier situación clínica, es por eso que existe la necesidad de tener opciones al momento de elegir el material restaurador que más convenga a nuestro paciente. Las coronas monolíticas de Zirconia estabilizadas con Itrio son hoy en día una excelente opción protésica para rehabilitar implantes, en donde muchas ocasiones se tienen altas expectativas estéticas y funcionales; presentado una adecuada resistencia en un rango de 900 a 1200 MPa, excelente sellado marginal, además de poseer una muy buena integración con los tejidos blandos, punto crucial, tomando en cuenta que el sellado de estas restauraciones es subgingival.

El uso de coronas monolíticas de zirconia es relativamente reciente, por tanto existen pocos estudios que evalúen su desempeño sobre pilares de titanio; es importante conocer el comportamiento de este biomaterial, específicamente su resistencia a la fractura, al rehabilitar implantes dentales, en donde las restauraciones se someten a situaciones de mayor estrés debido a la perdida de propiocepción que es dada por el ligamento periodontal, mismo que es inexistente en los implantes dentales, provocando que las restauraciones sean sometidas a fuerzas de masticación mayores; sumado a esto las restauraciones sobre implantes comúnmente se encuentran sobre pilares metálicos, pilares con una rigidez muy superior a lo que ofrecería un órgano dental.

El presente estudio pretende comparar la resistencia a la fractura de coronas monolíticas de zirconia de dos casas comerciales elaboradas con tecnología CAD/CAM, cementadas sobre pilares de titanio grado 5, que simulan la rehabilitación protésica de un implante dental. Esto con la ayuda de una máquina de pruebas universales Instron 4465.

Esta comparación permitirá apreciar que casa comercial ofrece un mejor desempeño, en cuanto a resistencia se refiere, se creará también un nuevo antecedente que permita evaluar a este biomaterial en otras condiciones y a mayor detalle, además de promover el uso de coronas monolíticas zirconia como una alternativa para la rehabilitación de implantes confiable, eficaz, con una biocompatibilidad superior, que puede ser elaborada en menor tiempo y con menor costo.

Objetivos

General

- Comparar la resistencia a la fractura de coronas monolíticas de zirconia estabilizadas con Itrio de dos casas comerciales elaboradas con sistemas CAD/CAM, sobre pilares de titanio grado 5, con la ayuda de una máquina de pruebas universales (Instron 4465).

Específicos

- Cuantificar la resistencia a la fractura de coronas monolíticas de zirconia estabilizada con Itrio elaboradas con sistemas CAD/CAM de la casa comercial Wieland.

- Cuantificar la resistencia a la fractura de coronas monolíticas de zirconia estabilizada con Itrio elaboradas con sistemas CAD/CAM de la casa comercial Upcera.

Hipótesis

Hi

La resistencia a la fractura de las Coronas monolíticas de Zirconia estabilizadas con Itrio de la casa comercial Wieland sobre pilares de titanio grado 5 es superior.

.

Ho

La resistencia a la fractura de las Coronas monolíticas de Zirconia estabilizadas con Itrio de la casa comercial Wieland sobre pilares de titanio grado 5 es inferior a la de las casas comerciales UPCERA

Materiales y Métodos

Diseño del estudio

a) De acuerdo a la intervención del investigador:
- Cuasi experimental

b) De acuerdo a la medición del fenómeno en el tiempo:
- Prospectivo

c) De acuerdo al número de mediciones:
- Transversal

d) De acuerdo a la población de estudio:
- Analítico

Descriptivo por medio de medidas de tendencia central y de dispersión.

Para determinar diferencias entre los grupos se utilizará la prueba ANOVA con su respectiva estadística de $P= \leq 0.05$. Posterior a eso se compararán los resultados con una prueba de Rangos Múltiples.

Ubicación Espacio-tiempo

- Estudio de Porcelana Suizo, Cuernavaca, mayo-junio 2016 Laboratorio especializado en la construccion de restauraciones ceramicas y de zirconia.
- Laboratorio de Biomateriales Dentales de la FEBUAP, Puebla, Puebla; julio-agosto 2016.

Universo

Coronas monolíticas de zirconia estabilizada con Itrio con anatomía de un OD 37

Muestra

No probabilístico por conveniencia:

20 coronas monolíticas de zirconia con anatomía de un OD 37, de dos casas comerciales, elaboradas con sistemas CAD/CAM que cumplan con los criterios de inclusión y 10 coronas metal-porcelana como grupo control.

- 10 coronas monolíticas de zirconia con anatomía de un OD 37 de la casa comercial “Wieland”
- 10 coronas monolíticas de zirconia con anatomía de un OD 37 de la casa comercial “Upcera”
- 10 coronas metal-porcelana feldespatica VMK de la casa comercial “Vita” con anatomía de un OD 37 como grupo control.

Criterios de Selección

Criterios de Inclusión

20 coronas monolíticas de zirconia con anatomía de un OD 37, con una corona clínica de 8mm de altura, 6.5mm de ancho mesio-distal y 9.5mm de ancho vestíbulo- palatino, elaboradas con sistemas CAD/CAM.

- 10 coronas monolíticas con anatomía de un OD 37 de la casa comercial “Wieland”
- 10 coronas monolíticas con anatomía de un OD 37 de la casa comercial “Upcera”

Criterios de exclusión

- Muestras que no hayan completado un adecuado proceso de sinterizado.
- Muestras que no cumplan con las medidas previamente citadas.
- Muestras que presenten algún defecto estructural evidente previo a las pruebas.

Criterios de eliminación

- Muestras que en el momento de aplicar la carga en la máquina de pruebas universales (Instron 4465) presentaron valores muy elevados o muy bajos respecto a las otras muestras.

Variables

VARIABLES	NIVEL DE DEPENDENCIA	ESCALA	CATEGORIA
RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN	DEPENDIENTE	CUANTITATIVA, CONTINUA	Newtons
CORONA DE ZIRCONIA MONOLITICA “WIELAND”	INDEPENDIENTE	NOMINAL DICOTOMICA	CON FRACTURA SIN FRACTURA
CORONA DE ZIRCONIA MONOLITICA “UPCERA”	INDEPENDIENTE	NOMINAL DICOTOMICA	CON FRACTURA SIN FRACTURA

Cuadro 1. Variables

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL
Resistencia a la compresión	Esfuerzo máximo que puede soportar un material bajo una carga de aplastamiento.	Medir la resistencia a la compresión de zirconia monolítica de 2 casas comerciales.
Corona monolítica de Zirconia	Zirconia estabilizada con Itrio (Y-TZP).	Prótesis fija cerámica que restaura la corona clínica sin utilizar cofias metálicas.

Cuadro 2. Definición conceptual y operacional de las variables

Procedimiento

El presente trabajo de investigación fue aprobado por el Programa de la Maestría en Ciencias Estomatológicas en Rehabilitación Oral de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla y autorizado por el comité de ética.

Previo al procedimiento definitivo se elaboró una prueba piloto con la finalidad de evaluar la factibilidad del procedimiento y poder así realizar ajustes a la técnica.

Para el procedimiento se diseñaron 3 pilares de titanio grado 5 de conexión interna en un sistema CAD (Exocad) para su posterior fresado en blanks de titanio con una fresadora DT2 DYAMACH Italy. (Imagen 1 y 2)

Imagen 1.Blank de Titanio grado5 NT trading

Imagen 2. Fresado de Blanks en una fresadora DT2

Imagen 3. Pilar y análogo posicionado en cubo de acrílico

Posterior a eso se atornillaron a 30N en dichos pilares 3 análogos Straumann Tissue Level Wide Neck. Estos análogos fueron colocados en bloques de acrílico para su correcta sujeción en la máquina de pruebas universales Instron teniendo medidas de 12mm x 8mmx 8mm. (imagen 3)

Se diseñaron 20 coronas con anatomía de órgano dental 37 en un programa de diseño CAD (3Shape),con 8mm de altura, 6.5mm de ancho mesio-distal y 9.5mm de ancho vestíbulo- palatino, elaboradas con sistemas CAD/CAM, posteriormente se distribuyeron de manera uniforme dentro del bloque de zirconia correspondiente con la ayuda del software “Rhinoceros”. (Imágenes 4,5,6,7)

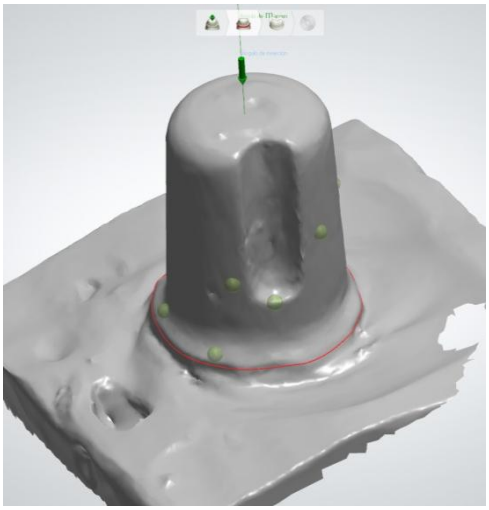

Imagen 4. Escaneo del pilar de titanio

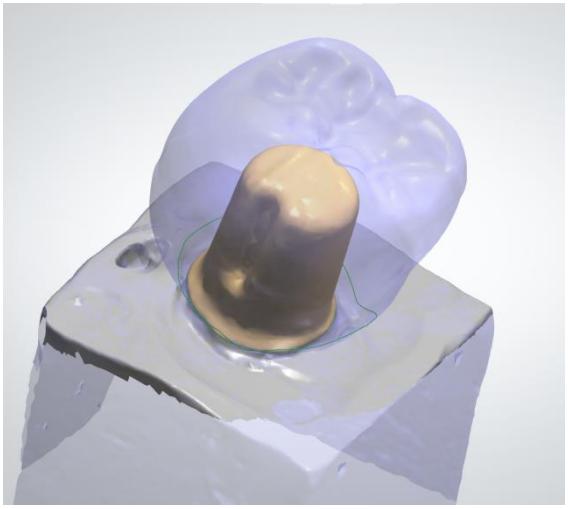

Imagen 5. Ajuste de dimensiones de la corona

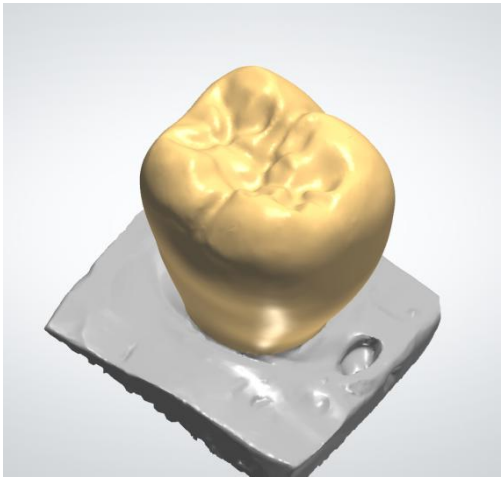

Imagen 6. Diseño de corona terminada

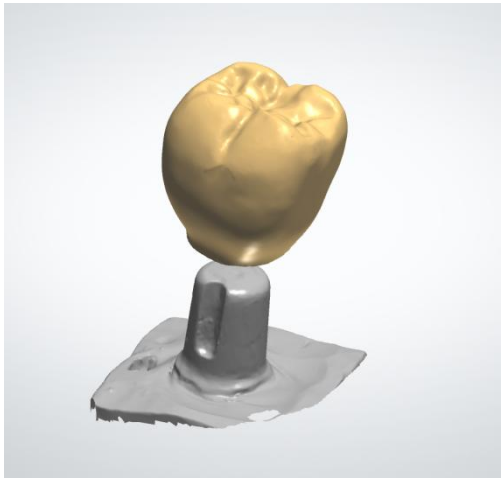

Imagen 7. Eje de inserción de la corona sobre el pilar de titanio

10 Coronas se fresaron de un bloque de zirconia estabilizada con Itrio “Wieland” Ivoclar Vivadent y 10 de un bloque de zirconia estabilizada con itrio “Upcera”(imagen 8 y 9); todos los bloques fueron fresados con fresas nuevas con la ayuda de una fresadora Roland DWX-50.

Imagen 8. Bloques de zirconia Wieland Y Upcera fresados

Imagen 9. Coronas monolíticas de zirconia Wieland y Upcera

Imagen 10. Coronas monolíticas de zirconia Wieland

Imagen 11. Coronas monolíticas de zirconia Upcera

Imagen 12. Coronas metal porcelana (Grupo Control)

Se cementó cada una de las coronas en uno de los 3 abutments correspondientes a cada grupo con cemento provisional (TempBond Kerr).

A cada muestra se le realizó una prueba de carga axial con un indentador de acero inoxidable con punta redonda de 4mm de diámetro (imagen 13), el cual se posicionó entre las cúspides vestibular y mandibular, justo en la fosa central (imagen 15).

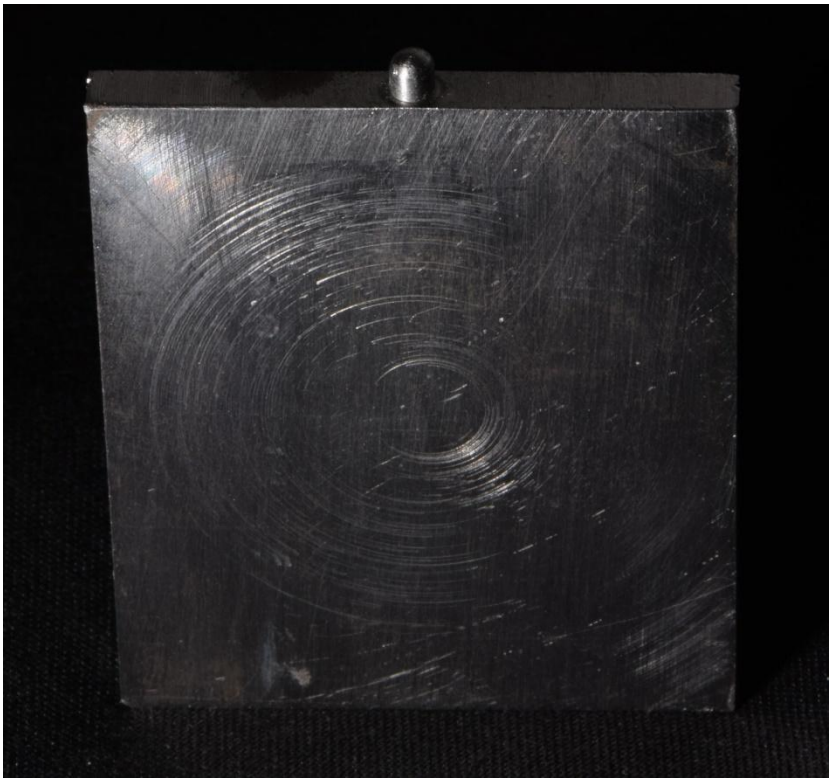

Imagen 13. Indentador de acero inoxidable

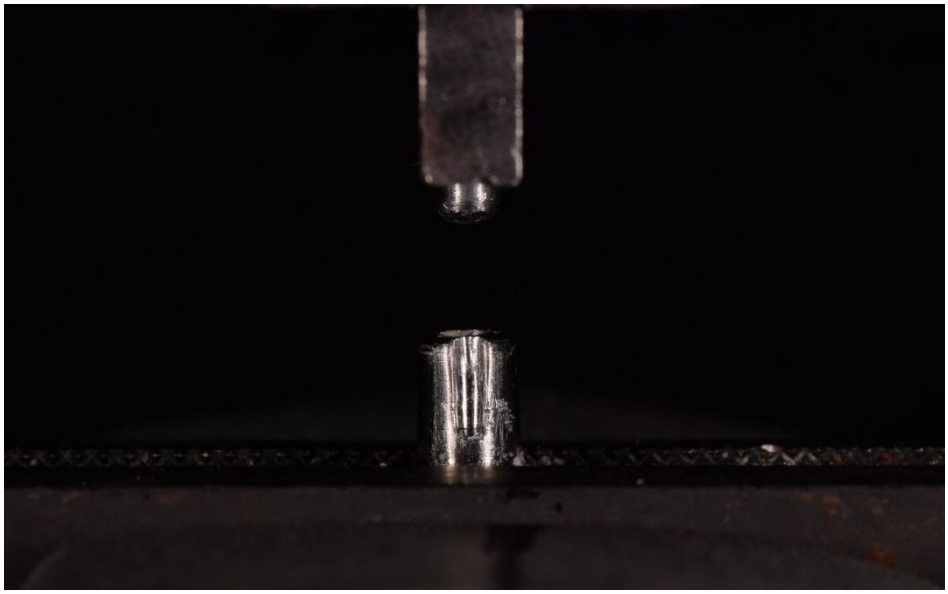

Imagen 14. Posicionamiento del indentador con el pilar de titanio

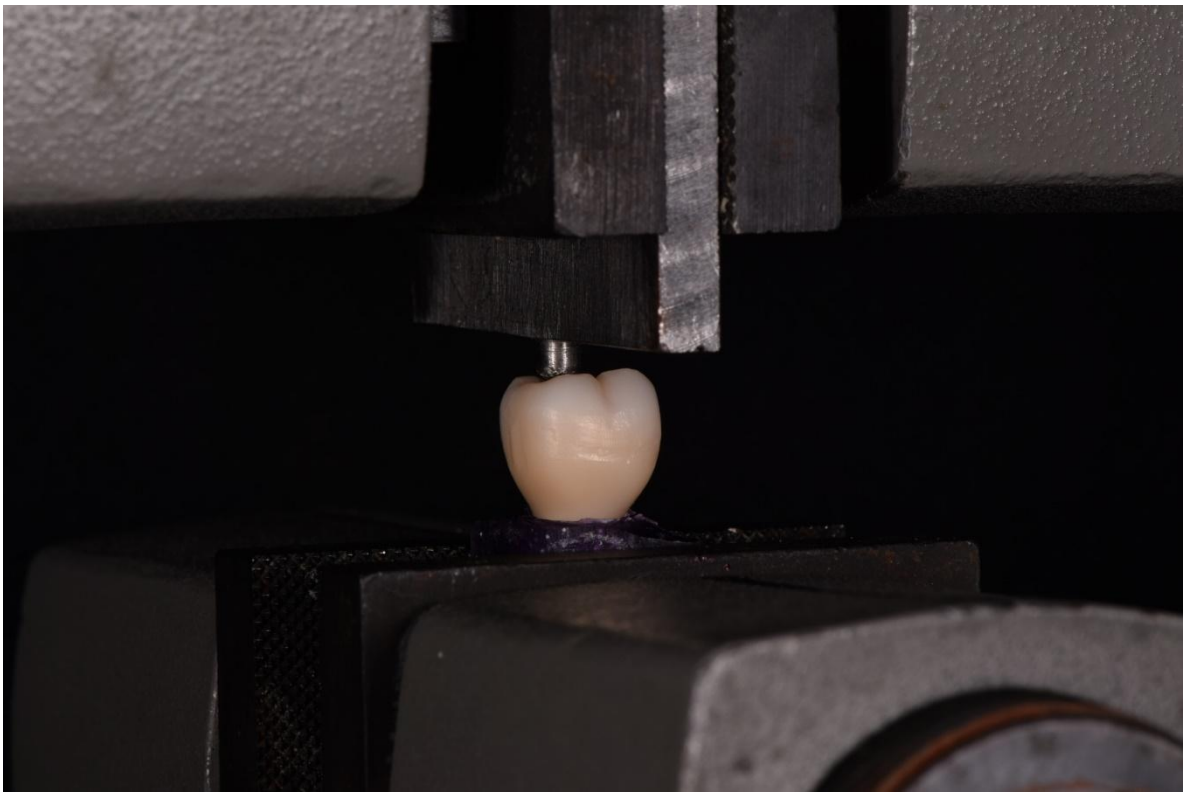

Imagen 15. Prueba de carga axial en la INSTRON 4465

Resultados

El grupo de estudio Zirconia Wieland obtuvo la mayor resistencia a la compresión con un valor promedio de 3740.6 N, el grupo Upcera obtuvo un valor promedio de 3118.9N y el grupo control de metal porcelana 1154.3N. (Cuadro 6) Dos muestras del grupo Wieland presentaron fracturas catastróficas y una sola fractura catastrófica en el grupo Upcera, el resto de las muestras de ambos grupos solo presentaron indentaciones en la superficie oclusal sin signos aparentes de fisuras. Todas las muestras del grupo control sufrieron fracturas catastróficas.

ZIRCONIA WIELAND	
	Carga en Carga de pico de la maquina (N)
x1	3813
2	3805
3	3670
4	3584
5	3772
6	3777
7	3780
8	3772
9	3740
10	3693

Cuadro 3. Resultados obtenidos al aplicar una carga axial en el grupo de zirconia Wieland Ivoclar Vivadent®

ZIRCONIA UPCERA	
	Carga en Carga de pico de la maquina (N)
x1	1725
2	2462
3	3701
4	1920
5	3830
6	2401
7	3821
8	3854
9	3840
10	3635

Cuadro 4. Resultados obtenidos al aplicar una carga axial en el grupo de zirconia Upcera®

GRUPO CONTROL METAL PORCELANA	
	Carga en Carga de pico de la maquina (N)
x1	728
2	1185
3	1103
4	1195
5	1640
6	880
7	1190
8	760
9	1200
10	1662

Cuadro 5. Resultados obtenidos al aplicar una carga axial en el grupo control metal porcelana

Resumen Estadístico

	Recuento	*Promedio*	*Desviación Estándar*	*Coeficiente de Variación*	*Mínimo*	*Máximo*	*Rango*
Metal Porcelana	10	1154.3	318.8	27.6185%	728.0	1662.0	934.0
Upcera	10	3118.9	881.374	28.2591%	1725.0	3854.0	2129.0
Wieland	10	3740.6	71.5017	1.9115%	3584.0	3813.0	229.0
Total	30	2671.27	1237.38	46.322%	728.0	3854.0	3126.0

Cuadro 6. Resumen estadístico

Comparación de Varias Muestras

Muestra 1: Metal Porcelana
Muestra 2: Upcera
Muestra 3: Wieland

Muestra 1: 10 valores en el rango de 728.0 a 1662.0
Muestra 2: 10 valores en el rango de 1725.0 a 3854.0
Muestra 3: 10 valores en el rango de 3584.0 a 3813.0

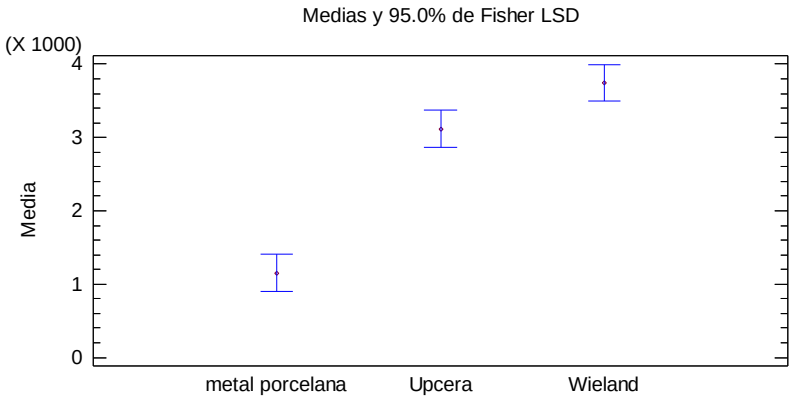

Grafico1. Medias

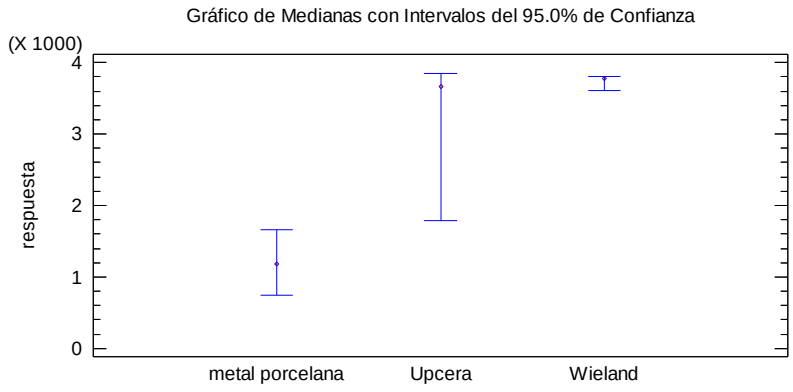

Grafico2. Medianas

Prueba ANOVA

La prueba ANOVA mostró diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos (P=0.000) (cuadro 7).

Fuente	*Suma de Cuadrados*	*Gl*	*Cuadrado Medio*	*Razón-F*	*Valor-P*
Entre grupos	3.64504E7	2	1.82252E7	61.88	0.0000
Intra grupos	7.9521E6	27	294522.		
Total (Corr.)	4.44025E7	29			

Cuadro 7. Resultados de prueba ANOVA

Pruebas de Múltiple Rangos

La prueba de rangos múltiples permitió revelar las diferencias entre cada grupo, nuevamente obteniéndose resultados estadísticamente significativos. (Cuadro 8)

	Casos	*Media*	*Grupos Homogéneos*
Metal Porcelana	10	1154.3	X
Upcera	10	3118.9	X
Wieland	10	3740.6	X

Contraste	*Sig.*	*Diferencia*	*+/- Límites*
Metal porcelana - Upcera	*	-1964.6	497.985
Metal porcelana - Wieland	*	-2586.3	497.985
Upcera - Wieland	*	-621.7	497.985

* indica una diferencia significativa.

Cuadro 8. Resultados de Pruebas de rangos múltiples

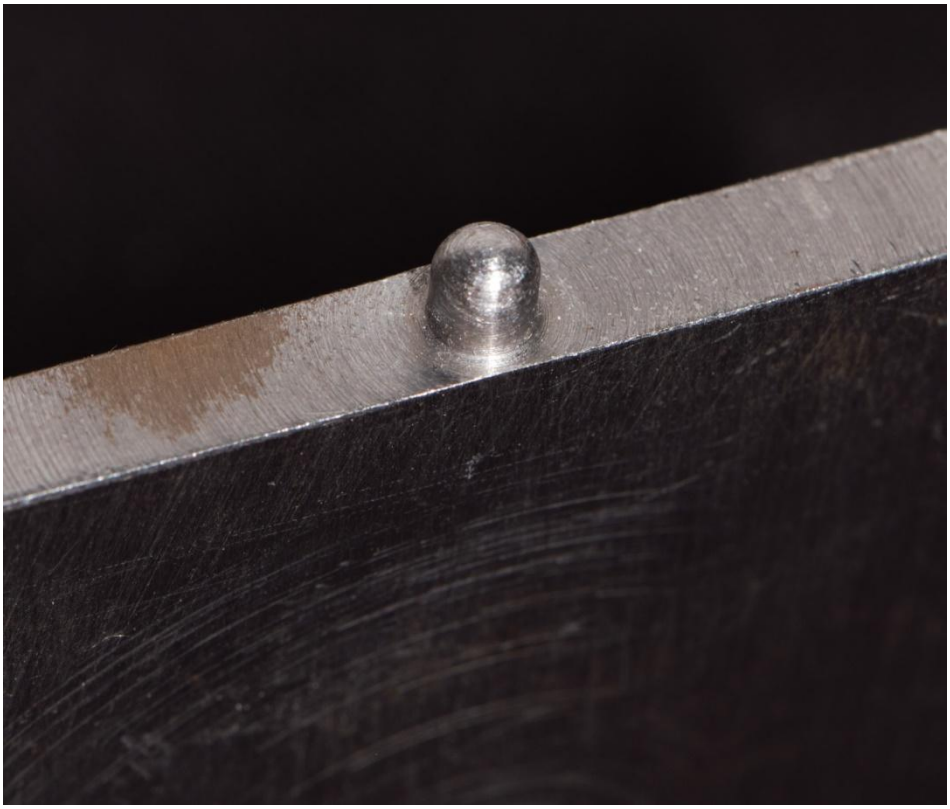

Imagen 16. Indentador previo a las pruebas

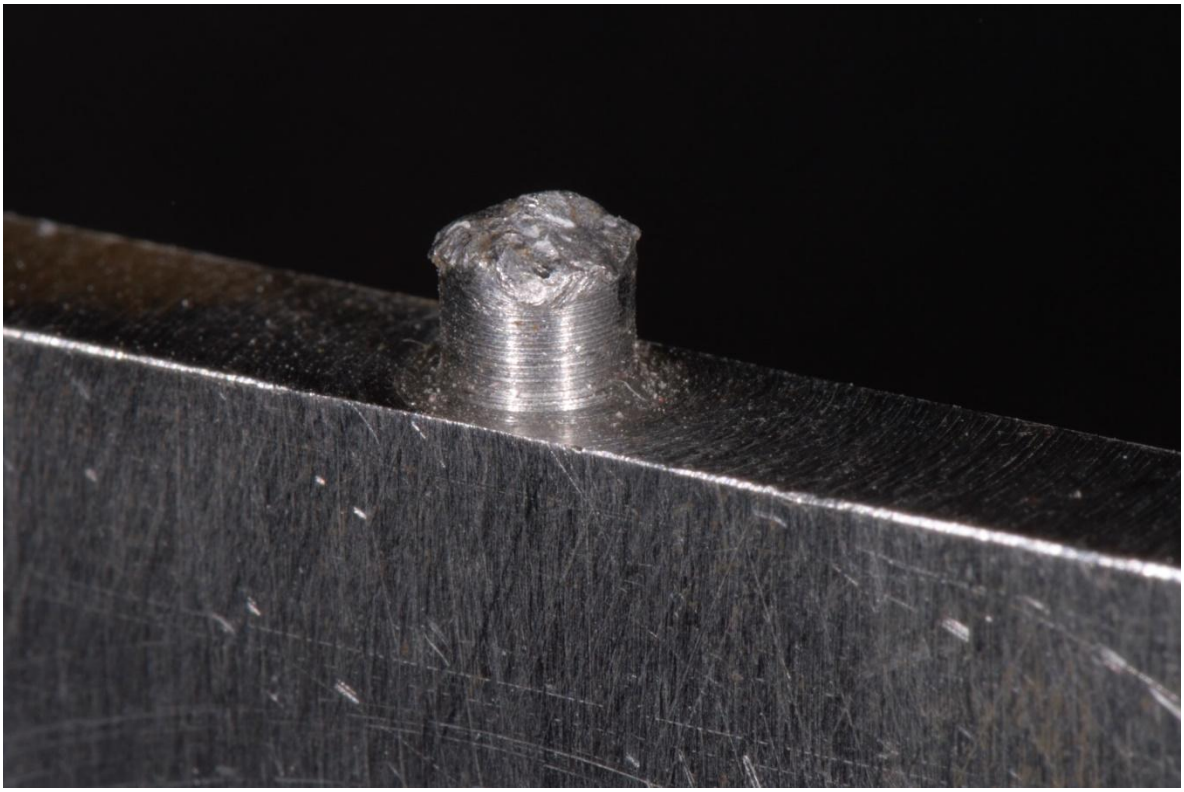

Imagen 17. Indentador posterior a las pruebas

Imagen 18. Coronas fracturadas Wieland

Imagen 19. Corona fracturada Upcera

Imagen 20. Coronas metal porcelana fracturadas

Discusión

Los resultados de este estudio muestran claras diferencias en cuanto a resistencia a la fractura de las dos casas comerciales evaluadas. La casa comercial Wieland resultó ser superior, esto demostrado estadísticamente por la prueba ANOVA (P=.0000) y la prueba de rangos múltiples. Es de interés mencionar que a pesar de ser estadísticamente superior hubo 2 muestras que sufrieron fracturas catastróficas (Imagen 18), mientras que en el grupo de zirconia Upcera solo 1(Imagen 19) y que todas las muestras del grupo control de metal porcelana sufrieron fracturas catastróficas (Imagen 20).

Los resultados obtenidos coinciden con el de otros autores en cuanto a la resistencia superior de las coronas de zirconia monolítica contra otros sistemas cerámicos y contra coronas metal porcelana. Sin embargo existe una diferencia significativa en cuanto a los resultados obtenidos en términos de resistencia en Newtons.(Cuadro 9) Lo anterior puede deberse a diversas causas, entre las que destacan: tiempo de exposición a la carga en la máquina de pruebas universales, tipo de indentador; en el presente estudio fue utilizado un indentador de acero inoxidable, considerablemente más duro que los indentadores de aluminio utilizados por otros autores. El diseño del indentador utilizado en el estudio de Kok, Cornelis, Jager y cols. en el que además de utilizar un indentador de aluminio, el diseño del mismo ejercía presión sobre 4 de las cúspides de la restauración lo que permitió una mejor y mayor distribución de las fuerzas sobre la corona, además de ser estos puntos los de mayor grosor de la restauración. En el presente estudio el indentador ejercía presión en un punto específico de la restauración, la fosa central, que era el punto más delgado de la corona (2mm), simulando así el contacto cúspide- fosa que encontramos en una oclusión convencional. Es importante también mencionar que en el estudio hecho por de Kok, Cornelis, Jager y cols. todas las muestras de zirconia monolítica sufrieron fracturas, en el presente estudio solo hubo un total de 3 fracturas catastróficas de un total de 20 muestras, considerando ambos grupos de estudio (Wieland y Upcera) y que el resto de las muestras solo presentan indentaciones en la superficie de las coronas y sin fisuras aparentes.

En el presente estudio no se apreció daño visible en los abutments de titanio posterior a las pruebas, pero si se aprecia un daño considerable en el indentador de acero inoxidable, que sufrió una deformación importante (Imagen 17).

Es clara la superioridad de las restauraciones monolíticas de zirconia en cuanto a resistencia a la fractura se refiere, aun teniendo un sustrato considerablemente más rígido como lo es un pilar de titanio grado 5. Se comprobó la resistencia de ambas casas comerciales, en donde ambas superan con creces la potencia masticatoria de un ser humano promedio (600-900N) (Grafico 3). Debido a esta propiedad el riesgo de fractura podría considerarse limitado. En contraste, la fuerza soportada por las restauraciones podría haber pasado a través de otros

componentes de la restauración implantosoportada y esto podría crear mayor disipación de estrés alrededor de la región cervical del pilar de titanio y en la unión del pilar con la plataforma del implante. Cuando este estrés excede cierto límite, puede conllevar a la perdida de hueso alrededor de la región cervical del implante y finalmente a la pérdida del implante. En este estudio no se apreció algún tipo de daño evidente sobre los pilares de titanio o en sus respectivos análogos de titanio.

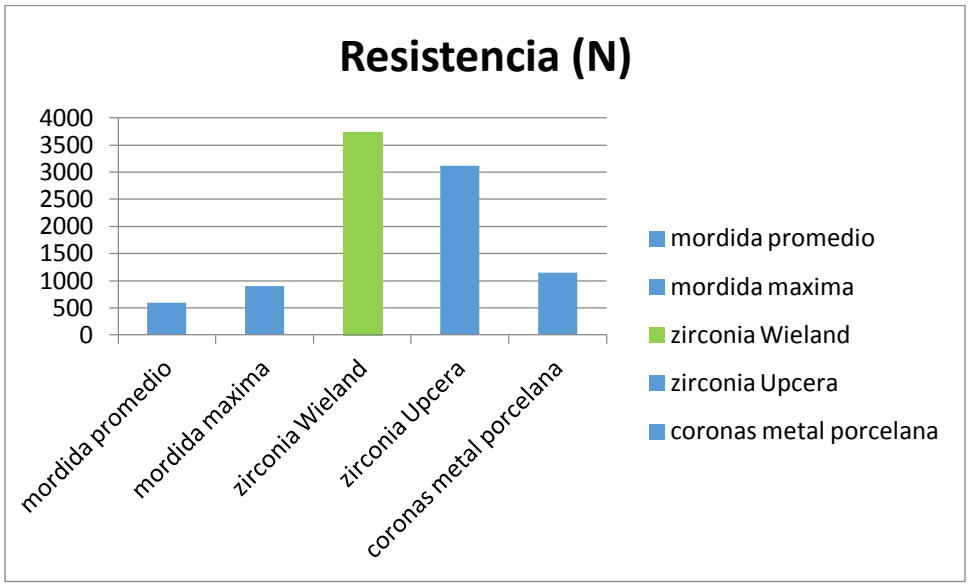

Grafico 3. Comparativa de resistencia en Newtons entre los grupos zirconia Wieland, Zirconia Upcera, Metal porcelana, Mordida promedio y mordida máxima de una persona.

AUTORES	ESTUDIO	MATERIAL Y METODO	RESULTADO	VALOR "P"
Adriana O. Carvalho, Grecina Bruzi, Marcelo Giannini, Pascal Magne	"FATIGUE RESISTANCE OF CAD/CAM COMPLETE CROWNS WITH A SIMPLIFIED CEMENTATION PROCESS" JPD,2014	45 CORONAS CAD/CAM 15 Coronas de disilicato de litio (IPS e.max). 15 coronas de ceramic feldespática (Vitablocks mark II) como grupo control, 15 coronas de resina nanocerámica (Lava Ultimate). Sometidos a ciclos de carga isométrica y posteriormente sometidos a una carga axial máxima de 4500N. (En dientes naturales)	Resistencia a la fractura de promedio de **3237N** para el disilicato de litio. **3122N** para las resinas Todas las muestras presentaron fracturas catastróficas	Prueba estadística "t de Student" P=0.339 Sin diferencias significativas entre disilicato de litio y resina nanocerámica
Paul de Kok, Cornelis J. Klaverlaan, Niek Jager, Ruud Kuijis, Alber J. Feilzer	"MECHANICAL PERFORMACE OF IMPLANT-SUPPORTED POSTERIOR CROWNS" JPD, 2015	Coronas idénticas (n=10) de 10 diferentes sistemas cerámicos elaborados con tecnología CAD/CAM Sujetos a una carga compresiva axial, para determinar su falla inicial a la fractura. (Pruebas sobre abutments de titanio)	Falla inicial a la fractura promedio Lava Plus (zirconia monolítica) **6065N** IPS emax CAD **2788N**	Prueba estadística ANOVA Y Post hoc P=0.05 Las coronas monolíticas de zirconia obtuvieron la mayor resistencia
Balasudha Baladhandyutham, Nathaniel C. Lawson, John O, Burgess	"FRACTURE LOAD OF CERAMIC RESTORATIONS AFTER FATIGUE LOAD" JPD, 2015	Coronas idénticas elaboradas con tecnología CAD/CAM (n=8) disilicato de litio monolítico con grosores de 1.2mm Zirconia monolítica con grosor de 0.6mm	Resistencia a la fractura promedio Zirconia monolítica de 0.6mm **1669N** Disilicato monolítico de 1.2mm **1465N**	Prueba estadística ANOVA y Tukey post hoc P=0.01
J Rodríguez Anaya Jonathan Omar, Franco Romero Guillermo, Soberanes de la Fuente Ester L., Carrasco Rosendo, Graber Beck Thomas	"Estudio comparativo de la resistencia a la fractura de coronas monolíticas de zirconia de dos casas comerciales elaboradas con sistema CAD/CAM sobre pilares de titanio grado 5"	Coronas idénticas elaboradas con tecnología CAD/CAM, 3 grupos n=10 10 coronas monolíticas de zirconia Wieland 10 coronas monolíticas de zirconia Upcera 10 coronas metal porcelana como grupo control. Sometidas a una carga compresiva axial (Preuebas sobre abutments de titanio)	Resistencia promedio Zirconia monolítica Upcera **3118N** Zirconia monolítica Wieland **3740N** Coronas metal porcelana **1154N** Solo una corona del grupo Upcera y dos del grupo Wieland sufrieron fracturas	Prueba estadística ANOVA P= 0.000 y pruebas de rangos múltiples que indican diferencias entre todos los grupos La zirconia Wieland es la más resistente

Cuadro 9. Comparativa de resultados en estudios similares

Conclusión

Dentro de las limitaciones de este estudio, las coronas monolíticas de zirconia de la casa comercial Wieland presentaron mayor resistencia a la compresión que las coronas monolíticas de la casa comercial Upcera y que las coronas metal porcelana utilizadas como grupo control, obteniéndose resultados estadísticamente significativos.

Dada la enorme resistencia que muestran las coronas monolíticas de zirconia puede considerarse su uso seguro en situaciones con poco espacio protésico, así como en la rehabilitación de implantes unitarios, en donde la propiocepción del resto de los órganos dentales modularía la potencia masticatoria, y por supuesto su uso en zonas donde esté involucrada la estética, como en la zona de premolares. Pero esta enorme ventaja, puede convertirse en un gran defecto, si no se presta la atención debida a la oclusión, en donde si encontramos puntos prematuros de contacto tanto en movimientos de apertura y cierre como en movimientos de excursión pueden ir en detrimento tanto del implante como de los órganos dentales antagonistas. Teniendo esto claro las coronas monolíticas zirconia son una buena opción protésica con múltiples ventajas, pero como todo material restaurador debe analizarse su uso para cada caso específico. El conocer las ventajas y desventajas de un biomaterial nos permite tomar mejores decisiones en cuanto su uso e indicaciones al igual que sus alcances y limitaciones. Si bien es cierto que en la actualidad existe un gran auge en el uso de la zirconia, es importante recordar que a la fecha no existe un material restaurador perfecto que se aplique a cualquier situación clínica y que la implementación del uso de la zirconia en nuestra práctica cotidiana solo es una opción protésica más que enriquece nuestras opciones de tratamiento para la rehabilitación de implantes unitarios.

Bibliografía

1. Douglas A. Terry, Willi Geller. “Esthetic and Restorative Dentistry, Material Selection and Technique, Second Edition” Hanover Park IL USA, Quintessence Publishing Co. 2013.

2. Kenneth J. Anusavice “Ciencia de los Materiales Dentales” Décima Edición, México, Elsevier 2004.

3. The Academy of Prosthodontics “The Glossary of Prosthodontics Terms” The Journal of Prosthetic Dentistry, Volume 94, Number 1, July 2005.

4. Wayne W. Daniel. “Bioestadística. Base para el análisis de las ciencias de la salud”. 4ª ed. Limusa Wiley. México 2006. 1- 198

5. Bernal César Augusto. En: “Metodología de la Investigación Científica”. 2da edición, México, Pearson Prentice Hall. 2006. 1-173

6. Saridag Serkan, Tak Onjen, Alniacik Gamse. “Basic properties and types of zirconia: An overview” World Journal of Stomatology, 2013, 2 (3) 2-12

7. Giordano Russell, Mc Laren Edward. “Ceramics Overview: Clasification by microstructure and processing methods” Compendium, 2010:31 (9). 34-45

8. McLaren Edward, Figueira Johan. “Updating Clasification of Ceramic Dental Materials: A guide to material selection” Compendium, 2015. 33 (7) 22-28

9. Maxwell Terence Anderson, Becker William ET AL “Annual Review of Selected scientific Literature: Report of the Comitte on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry”, JPD, 2011 106, (4) 225-265

10.White S.N., V.G. Miklus, E.A. McLaren, L.A. Lang. “Flexural Streght of a layered zirconia and porcelain dental all ceramic system” JPD,2005; 94 (2) 125-131

11. Tariq F. Alghazzawi, Jack Lemons, Perng-Ru Liu, Milton E. Essig. “The Failure Load of CAD/CAM Generated Zirconia and Glass Ceramic Laminate Veneers with Different Prepartion Desings” JPD,2012; 108 (6): 386-393

12. Carvaho Adriana, Graciana Bruzi, Marcelo GIannini, Pascal Magne. “ Fatigue Resistance of CAD/CAM complete crowns with simplified cementation process”, JPD 2014;3 (4): 310-316

13. Flinn Bryan , Dirk A. deGroot, Lloyd A. Mancl y cols. “Acelerated Aging Characteristic of Three Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystalline Dental Materials”,JPD.2012; 3 (4) 223-230

14. Ji-Hee Park, Sangwon Park, Kwangmin Lee et al. “Antagonist Wear Of Three CAD/CAM Anatomic Contour Zirconia Ceramics” JPD. 2014; 3 (1): 21-28

15. Seabra Bruno, Arantes-Oliveira Sofia y Jaime Portugal. “Influence of Multimode Universal Adhesives and Zirconia Primer Application Techniques on Zirconia Reapir” JPD. 2014; 112 (2) 182-187

16.Ng Jonathan, Ruse Dorin, Chris Wyatt. “A comparison of the maginal fit of Crowns fabricated with digital and convetional methods”. JPD. 2014 112(3): 555-559

17. Pihlaja Juha, Napankangas Ritva, Raustia Aune. “Early Complications and short-term failures of zirconia single crowns and partial fixed dental prostheses” JPD.2014; 112 (4): 778-783

18. Amer Rafat, Kurklu Duygu, Kateeb Elham. “Three-Body Wear Potential of Dental Ytrium-Stabilized Zirconia Ceramic After Grinding, Polishing, and Gleazing Treatment” JPD. 2014 112 (5): 1151-1155

19. Batson Emily R., Cooper Lyndon, Duqum Ibrahium. “Clinical Outcomes of Three Differente Crown System whit CAD/CAM Technology” JPD.2014; 112 (4): 770-777

20. Donovan Terence E., Morzola Ricardo, Becker William ET AL. “Annual Review of Selected scientific Literature: Report of the Comitte on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry”, JPD. 2014; 112 (5):1039-1087

21. Chang Jae-Seung, Ji Woon, Choi Chang-Hoon ET AL. “Catastrophic failure of a monolithic zirconia prosthesis” JPD. 2015; 113 (2): 86-90

22. Zhan Y., Lee J.J., Srikanth R, Lawn BR “Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics” JPD.2014;113 (14): 1201-8

23. Napamkangas Ritva, Pihlaja Juha, Raustia Aune “Outcome of zirconia single crowns made by predoctoral dental students: A clinical retrospective study after 2 to 6 years of clinical service” JPD. 2015; 113(4): 289-294

24. De Kok Paul, Kleverlaan Conelis J., de Jager Nick ET AL “Mechanical performance of implant-sopported posterior crowns” JPD. 2105; 114(1): 59-66

25. Pimenta Manuel Antonio, Frasca Luis Carlos, Lopes Ricardo, Rivaldo Elken. “Evaluation of marginal fit of a ceramic and metallic Crown copings using x-ray microtomography (micro-CT) technology”. JPD. 2015 ARTICLE IN PRESS.

26. Seydler Bodo, Schmitter Marc. “Clinical performance of two different CAD/CAM-fabricated ceramic crowns: 2 year result” JPD.2105; 114 (4): 212-216

27. Baladhandayutham Balasudha, Lawson Nathaniel C. Burguess J “Fracture Load of ceramic resttorations after fatigue loading” JPD. 2014; 114 (2):266-271.

28. Brandt Jan, Lauer Hans-Cristoph, Peter Thorsten, Brandt Silvia. “Digital process an implant-sipported fixed dental prostheses” JPD. 2015; ARTICLE IN PRESS

29. Wai Kim Raymond, Chow Tak Wah, Matinlinna Jukka Pekka. “Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM TECHNOLOGY: State of the Art.” Journal of Prosthetic Research. 2014; 58: 208-216.

30. Kypraiou Villy, Pelekanos Stavros, Eliades George. “Identification phase in CAD/CAM zirconia FPD frameworks” The European Journal of Esthetic Dentistry, Quintessense, 2012. 7 (4): 418- 428

31. Panadero Ruben Agustin, Fons-Font Antonio, Roman Juan Luis, Granell Ruiz Maria, Highsmith Jaime. “Zirconia versus metal: A Preliminary Comparative Analysis of Ceramic Veneer Behavior” The international Journal of Prsthodontics, Quintessence. 2012;5 (3):294-300

32. Rinken Sven, Fisher Carsten. “Range of indications for translucent zirconia modifications: Clinical and Technical aspects” Quintessence International Restorative Dentistry. 2013; 44 (8):557-566

33. Ozer Fosun, Mante Francis K, Chiche Gerard Takeichi Takuro, Blatz Marcus. “A retrospective survey on lomg.term survival of posterior zirconia and porcelain-fused-to-metal crowns in provate practice” Quintessence International Prosthodontics. 2014; 45 (1): 31-38

34.Buchi L. Dominik, Ebler Sabine, Hammerle Cristoph, Sailer Irena “Marginal and internal fit of curved anterior CAD/CAM milled zirconia fixed dental prostheses: An in-vitro study” Quintessence International Prosthodontics. 2104, 45 (10):837-846.

35. Kulgeci Lumni. Mericsake Erno, Worni Andreas ET AL. “Technical Complications and Failures of Zirconia-Based Prostheses Supported by Implants Followed Up to 7 years: A case Series. The International Journal of Prosthodontics, Quintessence. 2014; 27 (6): 544-552

36. Baris Goncu M. Umut Cakan, Muhtarogullari, Canay Senay. “Zirconia-Based Crowns Up to 5 Years in Function: A retrospective Clinical Study and Evaluation of Prosthetic Restoration and Failures” The International Journal of Prosthetic Dentistry, Quintessence. 2015 28 (2): 152-157

37. Lopez Molla Maria Victoria, Martinez Gonzalez Amparo, Amigó Borras Vicente, Ferrer Mañez José Félix. “Fractographic Study on the Interference Between Zirconia Y-TZP and its Veneering Ceramic After Shear Strenght Testing” The International Journal of Prosthetic Dentistry, Quintessence.2015; 28(4): 432-434

38. Ortega Rocio, Gonzalo Esther, Gomez Polo Miguel, Suarez Maria J. “Marginal and Internal Discrepancies of Posterior Zirconia-Based Crowns Fabricated with Three Different CAD/CAM Systems Versus Metal-Ceramic” The International Journal of Prosthetic Dentistry, Quintessence.2015; 28 (5): 509-511

39. Moscovitch Michael. “Consecutive Case of Series of Monolithic and Minimally veneered zirconia Restorations on Teeth and Implants: Up to 68 Months” The International Journal of Prosthetic Dentistry, Quintessence.2015; 35(3): 315-323

40. Dehestani Mahdi, Adolfsson. “Phase Stability and Mechanical Properties of Zirconia and Zirconia Composites” International Journal of Applied Ceramic Technology.2013; 10 (1):129-141

41. Gonzaga Danilo, Morais Maria Helena, das Neves Flavio, Barbosa Gustavo. “Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-sopported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses”JPD.2015; 113 (1): 22-28

42. Pestana Pasos Sheila, Nychka John, Major Paul, Linke Bernie, Flores Carlos. “In vitro Fracture Toughness of Commercial Y-TZP Ceramics: A Systematic Review” American College of Prostodonthics, Journal of Prosthodontics.2015,1 (11): 1-11

43. Zhang Yu, Lee James, Srikanth Ramanathan, Lawn Brian R. “Edge Chipping and flexural resistance of monolithic ceramics” Dental Materials, Elsevier.2013; 29: 1201-1208

44. López Suarez Carlos, Gonzalo Esther, Peláez Jesús, Rodríguez Verónica, Suarez María de Jesús. “Fracture resistance and failure mode of posterior fixed dental prostheses fabricated with two zirconia CAD/CAM system” J. Clin. Exp. Dent 2015; 7 (2): 250-253

45. Berthold Sebastian, Palzelt Maximilian, Spies BEnedikt C., Kohal Ralf J. “CAD/CAM-fabricated implant-supported restorations: a systematic review” Clinical Oral Implant Research; Jhon Wiley & Sons ltd.2105; 26 (11):77-85.

46. Alhasanyah Abdulrahman, Vaidyanathan, Flinton Robert. “Effect of Core Thickness Differences on Post-Fatigue Indentation Fracture Resistance of Veneered Zirconia Crowns” Journal of Prosthodontics by American College of Prosthodontics 2013;22:383-390.

47. Kanat Burcu, Comlekoglu, Mine Dundar- Comlekoglu, Hakan Bilge, Oskan Multu.”Effect of Various Veneering Techniques on Mechanical Strenght of computer.controlled zirconia framework designs” Journal of Prosthodontics .2014; 00:1-11.

48. Dhima Matilda, Assad Daniel, Volz John, An Kai-Nan, Lawrence Berglund, Carr Alan, Salinas Thomas. “Evaluation of Fracture Resistance in Aqueos Enviroment of Four Restorative Systems for Posterior Aplications Part 1. Journal of Prosthodontics 2013;22: 256-260.