



**COMPARACIÓN DE LA ADAPTACIÓN MARGINALE INTERNA DE CORONAS
FABRICADAS CON TRES SISTEMAS TOTALMENTE CERÁMICOS.**

KATHERINA ALDANA DIMAS

JAZMIN MARTIN QUINAYA

YEILA SANTAMARIA GONZALEZ.

INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

COLEGIO ODONTOLOGICO, BOGOTA

POTSGRADO DE PROSTODONCIA

BOGOTA D.C.

II – 2009



**COMPARACIÓN DE LA ADAPTACIÓN MARGINALE INTERNA DE CORONAS
FABRICADAS CON TRES SISTEMAS TOTALMENTE CERÁMICOS.**

KATHERINA ALDANA DIMAS.

JAZMIN MARTIN QUINAYA.

YEILA SANTAMARIA GONZALEZ.

DIRECTOR CIENTÍFICO

Dr. ANDRES FELIPE GUZMAN

ASESOR METODOLÓGICO

Dr. LUIS ROGELIO HERNANDEZ

ASESORA ESTADÍSTICA

Dra. CLARA BEATRIZ LOPEZ DE MESA

INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

COLEGIO ODONTOLOGICO, BOGOTA

POTSGRADO DE PROSTODONCIA

BOGOTA D.C.

II – 2009



**COMPARACIÓN DE LA ADAPTACIÓN MARGINALE INTERNA DE CORONAS
FABRICADAS CON TRES SISTEMAS TOTALMENTE CERÁMICOS.**

KATHERINA ALDANA DIMAS.

JAZMIN MARTIN QUINAYA.

YEILA SANTAMARIA GONZALEZ.

Trabajo de Grado para Optar el Título de Prostodoncista.

DIRECTOR CIENTÍFICO

Dr. ANDRES FELIPE GUZMAN

ASESOR METODOLÓGICO

Dr. LUIS ROGELIO HERNANDEZ

ASESORA ESTADÍSTICA

Dra. CLARA BEATRIZ LOPEZ DE MESA

INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

COLEGIO ODONTOLOGICO,BOGOTA

POTSGRADO DE PROSTODONCIA

BOGOTA D.C.

II – 2009.

TABLA DE CONTENIDO

1. ASPECTOS TEÓRICO - CIENTÍFICOS

1.1 Planteamiento del Problema

1.2 Justificación

1.3 Propósito

1.4 Marco Teórico

1.5 Objetivos

1.5.1 Objetivo General

1.5.2 Objetivos Específicos

1.6 Hipótesis

1.6.1 Hipótesis Nula

1.6.2 Hipótesis Alterna

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1 Tipo de Estudio

2.2 Muestra

2.3 Variables del Estudio

2.4 Procedimiento

2.5 Análisis Estadístico

3. RESULTADOS

4. DISCUSIÓN

5. CONCLUSIONES

6. RECOMENDACIONES

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

INTRODUCCIÓN

En la actualidad, los pacientes se encaminan hacia la búsqueda de la estética y de lo natural, por lo cual buscan restauraciones libres de metal. Ante las expectativas de este mercado, han surgido numerosos sistemas, que deben cumplir requerimientos como resistencia a la fractura, adaptación marginal, estabilidad del color, biocompatibilidad y longevidad.

Los sistemas totalmente cerámicos, indicados para esta situación, han sido estudiados y reportados en la literatura, como sistemas que cumplen con las condiciones de salud oral y de alta estética. La adaptación y precisión del ajuste de las coronas, son relevantes para su pronóstico clínico. (TUNTIPRAWON, WILSON, 1998).

Para prevenir posibles fracturas, no solo es necesario utilizar un material resistente, como el Zirconio, sino que la adaptación marginal se encuentre dentro los parámetros clínicamente aceptables. (BRUKL, PHILIP. 1987).

La adaptación marginal ideal es aquella en la que coincide el margen de la restauración, con el ángulo cavo superficial del diente, parámetro importante para la salud clínica de los tejidos. La adaptación interna, es la discrepancia que existe desde el punto medio de la superficie oclusal del diente hasta la superficie oclusal de la corona.

1. ASPECTOS TEÓRICO- CIENTÍFICOS

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Existen estudios publicados en la literatura que comparan la adaptación marginal de coronas totalmente cerámicas realizadas con tecnología CAD-CAM, pero no se reportan estudios realizados con sistemas de pantografía como el Zirkonzahn.

Existen diferencias significativas en la adaptación marginal e interna, de coronas totalmente cerámicas en Zirconio, realizadas con los sistemas Procera, Cerec y Zirkonzahn?

1.2 JUSTIFICACIÓN

Es muy importante llevar a cabo estudios experimentales rigurosos que evalúen la discrepancia marginal cuando se utilizan sistemas nuevos, comparándolos con los ya existentes en el mercado, para sustentar con evidencia científica las decisiones de los especialistas, cuando escojan el producto que más convenga al paciente individual que están tratando. Los resultados de estos estudios favorecen tanto a los fabricantes de cada sistema como a los clínicos y a sus pacientes.

1.3 PROPÓSITO

Determinar si existen diferencias estadísticamente significativas, para coronas en Zirconio, utilizando 3 sistemas totalmente cerámicos, Procera, Cerec y Zirkozahn, utilizando microscopio óptico de 80x.

1.4 MARCO TEÓRICO

El zirconio es el segundo elemento de la segunda serie de elementos de transición del sistema periódico, la misma a que pertenece el Titanio. El símbolo del zirconio es Zr su número atómico 40 y su peso atómico 91.22 es casi el doble que el del Ti. Es un metal que se presenta en forma de escamas cristalinas grisáceas, duras y brillantes. Los elementos de esta serie son solubles en ácidos concentrados en caliente, e insolubles en agua y ácidos en frío. El zirconio posee buenas propiedades físicas y químicas tales como baja corrosión, baja conductividad térmica, alta resistencia flexural (900-1200 MPa) y dureza de 1200 Vickers ⁽¹⁾. Sus reacciones químicas más características son: Con oxígeno reacciona a 400° C y forma el óxido de zirconio $Zr + O_2 = ZrO_2$ (Zirconia) Con nitrógeno forma el nitruro $Zr + \frac{1}{2} N_2 = ZrN$. Con los halógenos forma tetra haluros a temperaturas elevadas $Zr + 2X_2 = ZrX_4$ (BEYER, FERNÁNDEZ. 2000).

Zirconia (óxido de zirconio)

La zirconia es un material que tiene muchas propiedades interesantes como son su dureza, su módulo elástico, su bajo coeficiente de fricción, alta temperatura de fusión, una tenacidad relativamente alta comparada con otros materiales cerámicos, es estable en medios químicamente agresivos y resistentes a altas temperaturas y a la abrasión. Todas estas características hacen que éste sea un material atractivo en la industria y dentro de ésta en aplicaciones como prótesis de cadera, implantes dentarios y estructuras de soporte para prostodoncia y restauraciones totalmente cerámicas (KELLY, DENRY. 2008).

La zirconia reporta las más altas propiedades mecánicas comparadas con cualquier otro tipo de cerámica de uso odontológico. Sus características son muy atractivas en odontología restauradora en situaciones en que la resistencia y la estética son primordiales (DENRY, KELLY .2008). Además la zirconia es biocompatible y la adhesión bacteriana a su superficie es baja (MANICONE y COLS, 2007).

Entre los compuestos cerámicos más estudiados están las aleaciones del óxido de zirconio con diversos óxidos como el MgO, Y₂O₃, CeO₂, etc., lo cual permite la estabilización a temperatura ambiente de fases del óxido de zirconio características de este material a altas temperaturas. (MANICONE y COLS 2007).

Estructura cristalina de la zirconia.

La zirconia pura se presenta en tres formas polimórficas en función de la temperatura: a.-Monoclínica, b.-tetragonal y c.- cúbica. (MANICONE y COLS 2007).

a. Fase monoclínica.- es una fase estable a temperaturas inferiores a 1170-1200°C, posee una estructura cristalográfica en donde los cationes (Zr^{4+}) están situados en planos paralelos al 001 y separados por los planos de aniones (O^{2-}) (KELLY,DENRY .2008)

b. Fase tetragonal.- es una fase estable a temperaturas que oscila entre 1170 - 1200°C a 2370°C. (3, 5) .Posee una estructura donde cada ión Zr^{4+} está rodeado por ocho iones de oxígeno. Esta estructura es similar a una distorsión de fluorita. Esta fase es importante para que la zirconia tenga mayor tenacidad. (KELLY, DENRY .2008)

c. Fase cúbica.- es una fase estable a una temperatura comprendida entre 2370°C hasta la temperatura de fusión que es aproximadamente a 2680°C. Tiene una estructura en donde cada ión de Zr^{4+} está coordinado con ocho iones de oxígeno equidistantes y a su vez, cada ion de oxígeno está coordinado tetraédricamente con cuatro iones de Zr^{4+} (KELLY, DENRY .2008)

De estos tres tipos la fase estable a temperatura ambiente es la fase monoclinica

Diferentes tipos de zirconia cerámica se encuentran disponibles para aplicaciones dentales : (3Y-TZP) Zirconia totalmente tetragonal estabilizada con itrio, (Mg-PSZ): Zirconia parcialmente estabilizada con magnesio y (ZTA) (DENRY ,KELLY .2008)

Zirconia totalmente tetragonal TZP (Tetragonal Zirconia Polycrystal). La micro estructura está formada por granos de simetría tetragonal. La obtención de esta zirconia en fase completamente tetragonal ha sido un gran reto en la mejora de las propiedades mecánicas de este material. Se caracterizan por ser densas, con tamaño de grano pequeño y por su alta tenacidad, llegando a soportar tensiones de fractura de 700 MPa, por ello son materiales de gran aplicación industrial como materiales resistentes al desgaste y a cortes. (DENRY, KELLY .2008)

Las zirconias TZP más utilizadas en odontología son las estabilizadas con Itrio (Y_2O_3) (Y-TZP) 3Y-TZP y, obteniéndose una estructura de granos tetragonales de pequeño tamaño. La Y-TZP tiene una alta resistencia a la fractura y valores de tenacidad relativamente altos, él Y-TZP es muy utilizado en diversas aplicaciones y la vez muy estudiado para conseguir mejorar la tenacidad de fractura ya que la zirconia estabilizada con itrio presenta la más alta resistencia flexural. (KELLY, DENRY .2008)

3Y-TZP está disponible en la odontología para la fabricación de coronas dentales y prótesis parcial fija.

Las restauraciones son procesadas, ya sea por el mecanismo de pre sinterizado suave seguido por sinterización a alta temperatura, o por mecanizado de bloques completamente sinterizados (MANICONE Y COLS 2007).

Las propiedades mecánicas de 3Y-TZP dependen en gran medida de su tamaño de grano .Las condiciones de sinterizado tienen un alto impacto en las propiedades mecánicas y estabilidad del producto final.Zirconia parcialmente estabilizada PSZ (Partially- Stabilized Zirconia). La fase de ZrO_2 tetragonal se encuentra como precipitados de aproximadamente 100nm embebidos en una matriz de ZrO_2 cúbica de tamaño de grano comprendido entre 40 y 70 μ m. Consiste en una mezcla de fases tetragonal y/o cúbica o monoclinica. La ventaja de este material es doble, por un lado, la existencia de otras fases disminuye el coeficiente de dilatación térmica asociado al cambio de volumen de la transformación tetragonal-monoclinica con lo que se disminuye la posible degradación del material asociada a dicha transformación, y por otro lado los precipitados en fase tetragonal aumentan la tenacidad del material. (MANICONE Y COLS 2007).

Las Zirconias PSZ más utilizadas son las que contienen entre 8 y 10% molar de MgO_2 .(Mg-PSZ) Con esta proporción de estabilizante es posible retener una estructura matriz cúbica con precipitados tetragonales a temperatura ambiente. La producción de estos materiales se realiza por medio de la sinterización de polvos muy finos de alta pureza ($\approx 1\mu$ m).Su resistencia mecánica es mucho más baja (entre 450 y 650 MPa) que las Y-TZP (KELLY, DENRY .2008)

Las Zirconia ZTA están formadas por óxido de aluminio reforzado con óxido de zirconio. Se caracterizan por una elevada resistencia a la fractura por flexión (600 MPa, aprox.) y por una alta tenacidad, por lo que el material también está indicado para estructuras de prótesis de dientes posteriores sin embargo la cantidad de porosidad es mayor que en las 3Y-TZP, lo cual explica generalmente las propiedades mecánicas más bajas comparadas con éstas. Estos compuestos pueden lograr una fuerza flexural 93 % superior en comparación con la cerámica de alúmina pura. (CADA FALCH, 2004)

Debido a la superior resistencia flexural comparada con el óxido de alúmina las cofias de zirconia son recomendadas para protodoncias parciales fijas para dientes anteriores y posteriores y para restauraciones implanto soportadas. La mayoría de los sistemas restaurativos basados en zirconia utilizan tecnología CAD/CAM para el diseño y fabricación de las cofias. . (CADA FALCH,2004)

SISTEMAS CAD/CAM

Los métodos CAD/CAM son métodos de procesamiento asistidos por computador. La palabra CAD/CAM es el acrónimo de Computer Aid Design/Computer Aid Manufacturing: Diseño Asistido por Ordenador/Fabricación Asistida por Ordenador. Estos sistemas fueron introducidos en el campo de la odontología en 1971 de forma experimental y teórica y fue en la década de los ochenta cuando WH Mörmann, de la Universidad de Zúrich (Suiza), y M. Brandestini Brains Inc., Zollikon (Suiza), aplicaron estos sistemas a la clínica desarrollando el sistema Cerec. A partir de entonces empiezan a desarrollarse gran cantidad de sistemas,

cada vez más sofisticados, que buscan ofrecer al profesional la posibilidad de obtener restauraciones precisas, simplificando los pasos de laboratorio y pudiendo emplear materiales que no pueden ser manejados con los métodos convencionales. . (CADAFALCH, 2004)

Principales fases del proceso CAD/CAM

Un sistema CAD-CAM realiza, digitalización. Las fuentes pueden ser:

- El muñón en boca
- El muñón en el modelo
- El encerado de la estructura protésica
- Modelo completo de la boca del paciente (en prótesis parcial removible).

La digitalización puede ser de tipo: mecánica, como en el sistema Procera o digitalización óptica. Los medios ópticos permiten el escaneado del objeto sin contactar con el mismo, por lo que presenta una ventaja cuando el objeto es blando o frágil. No obstante, las propiedades ópticas del objeto podría influir en la exactitud de los datos obtenidos en el escaneado comparan la eficacia de la digitalización óptica con la mecánica y encuentran que la exactitud de ambos métodos es similar. (WILLER Y COLS 1998, PERSSON Y COLS .2006)

1. Diseño por ordenador. Mediante un software, específico de cada sistema, se diseña la cofia de la estructura protésica. Este paso no se realiza cuando la digitalización es del encerado de la estructura, como ocurre en el sistema

Cercon, por lo que no se hablaría de sistema CAD-CAM sino de sistema CAM. (WILLER Y COLS 1998, PERSSON Y COLS .2006)

2. Mecanizado. En el caso de la cerámica puede realizarse el fresado de un bloque presinterizado o sinterizado. El uso de bloques presinterizados conlleva un menor desgaste de las fresas del sistema, así como un menor tiempo de fresado. El proceso de mecanizado se combina con la electroerosión para el modelado interno de la cofia, cuando el material empleado es titanio. (ANDERSSON Y COLS,1989)

Estos sistemas presentan múltiples ventajas: reducen el tiempo de trabajo al eliminar algunos de los pasos de técnica de laboratorio aún necesarios con los métodos convencionales, como es el caso del encerado, el revestimiento y el colado. (ANDERSSON Y COLS,1989)

Al suprimir los procesos de encerado, revestimiento y colado pueden evitarse las variaciones que se producen durante dichos procesos, derivadas de la contracción de la cera, del control de la expansión del revestimiento y de la contracción del material colado, variaciones, todas ellas, que afectan al ajuste de la restauración (ZEL 1999, MILAN Y COLS 2004). Permite la obtención de restauraciones precisas, con valores de ajuste marginal dentro de los límites clínicamente aceptables ($< 120 \mu\text{m}$). Los sistemas CAD/CAM permiten el empleo de distintos materiales, según el sistema: cerámica, resina compuesta, titanio comercialmente puro e incluso cromo cobalto, siendo el más ampliamente utilizado la cerámica. Estos métodos pueden aplicarse en diversos campos de la prótesis: prótesis fija

sobre dientes naturales, implantología, prótesis parcial removible, prótesis maxilofacial. (MILAN Y COLS 2004).

Inconvenientes

El requerimiento de un equipo específico de cada sistema y costoso, la necesidad de entrenamiento en el empleo de cada sistema. Inicialmente estos sistemas producían restauraciones con inadecuada adaptación marginal y con falta de ajuste interno, pero los avances tecnológicos y el nuevo software han minimizado estos problemas, consiguiéndose con estos métodos restauraciones con un buen ajuste marginal, superior al conseguido en estructuras obtenidas con métodos convencionales. Por ello, no podemos considerar actualmente este aspecto como un inconveniente (MC LAREN Y FERRY, 2002).

Materiales que pueden mecanizar los sistemas CAD/CAM

3. Resina compuesta, para las técnicas CAD/CAM ofrece una alternativa a la cerámica en la obtención de inlays, onlays, carilla y coronas(ATTIA Y COLS,2006, HAMAKUBO Y COLS,2005)
4. Titanio. El empleo del titanio en prótesis ofrece ventajas entre las que destacan su biocompatibilidad, siendo una buena alternativa en pacientes alérgicos a las aleaciones convencionales su elevada resistencia a la corrosión, su baja densidad, su baja conductividad térmica, transparencia y su alta resistencia mecánica' pero su uso está limitado principalmente por

las dificultades de colado, que pueden comprometer el ajuste de las restauraciones de titanio. (BARBOSA Y COLS ,2006,SUÁREZ,2003)

5. Cromo-cobalto, para estructuras de prótesis fija o de prótesis parcial removible (MC LAREN Y FERRY,2002).

6. Cerámica. La cerámica es el material más comúnmente empleado por los sistemas CAD/CAM. El empleo de las restauraciones cerámicas es cada vez más frecuente en las consultas odontológicas debido fundamentalmente a su excelente estética.(ATTIA Y COLS,2006)

SISTEMA CEREC

(Sirona Dental)

Este sistema se desarrolló a principios de los años 80. Actualmente hay dos versiones, el Cerec 3, introducido en el año 2000, de uso en la consulta, y el Cerec inLab para uso en el laboratorio protésico, presentado en 2002. El Cerec 3, una vez preparado el diente, efectúa la lectura óptica de la preparación mediante una cámara intraoral con la que cuenta el sistema. La información es recogida y procesada en un computador que transmite la información a un instrumento rotatorio, que fresará la restauración según el diseño realizado por ordenador. En pocos minutos la máquina talla la restauración a partir de un bloque de cerámica o resina compuesta. (HORNBOOK, 2006)

Este sistema puede usar los siguientes bloques: VITABLOCS Mark II (porcelana feldespática de grano fino), VITABLOCS Triluxe (cerámica caracterizada por su gradación de sombras: cuerpo, esmalte y cuello) , ProCAD Blocks (cerámica reforzada con leucita), 3M ESPE Paradigm MZ100 Block (bloque de composite). Con este sistema pueden fabricarse inlays, onlays, carillas y coronas en una sola visita .Al realizar la restauración en una sola visita, no se requiere realizar restauraciones provisionales, ni esperar los tiempos de laboratorio. . (HORNBOOK, 2006)

El Cerec InLab permite fabricar copias de coronas individuales y de puentes de hasta 3 unidades. El escáner puede leer un área de hasta 40 mm x 20 mm. Actualmente Sirona ha incorporado un nuevo escáner, el Cerec InEos , más rápido y que permite la lectura de modelos de dientes individuales, de cortes a sierra, de mandíbulas enteras y de mandíbulas antagonistas. Los bloques usados por este sistema son de la línea de productos de In-ceram: VITA In-Ceram Alumina, VITA In-Ceram Spinell, VITA In-Ceram Zirconio, VITA In-Ceram YZ. Son bloques presinterizados, lo que hace que sean más fácilmente fresados, ya que esta cerámica no alcanza la fuerza máxima hasta el infiltrado vítreo (40 minutos). .(HORNBOOK,2006)

Asimismo, el sistema Cerec InLab puede emplear los bloques IPS emax CAD (bloque de vitrocerámica a base de disilicato de litio) y IPS emax ZirCAD (cerámica circoniosa estabilizada con itrio) de la casa Ivoclar. Como los de la casa Vita, estos bloques también son presinterizados, facilitando su fresado. Dado que el proceso de sinterizado conlleva una contracción de aproximadamente

el 20 por ciento, el sistema Cerec InLab, fresa una estructura sobredimensionada, que posteriormente, tras la sinterización a alta temperatura, contraerá hasta su tamaño final obteniendo sus propiedades definitivas. Las cofias realizadas con los bloques IPS emax CAD y ZirCAD, son recubiertos con la cerámica IPS emax Ceram (GIORDANO, 2003)

SISTEMA PROCERA

Nobel Biocare®

Procera (Nobel Biocare), con tecnología CAD/CAM de punta, se desarrolló para elaborar restauraciones individualizadas, utilizando tecnología de escaneo y diseño asistido por computador (CAD), combinado con una manufactura industrial (CAM). Dentro de las soluciones restaurativas que ofrece Procera se pueden enumerar: las primeras restauraciones producidas por Procera fueron las coronas de titanio (Procera Crown Titanium) alrededor de 1984, con excelentes resultados en los estudios a largo plazo. (SUÁREZ, 2003).

A través del tiempo, el uso de este tipo de restauraciones se ha visto reemplazado por las coronas totalmente cerámicas: Las coronas totalmente cerámicas en alúmina (Procera AllCeram) fueron introducidas en 1991, desde ese momento han mostrado excelente desempeño clínico (ZITZMANN ,2007)

Coronas en zirconio (Procera Crown Zirconia, 2001) y prótesis fija (Procera Bridge Zirconio, 2004) con una resistencia flexural y a la fractura dos veces mayor que las de alúmina, diseñadas para resistir grandes fuerzas masticatorias, manteniendo

altos niveles de adaptación marginal. Estructuras en titanio usando tecnología CAD/CAM para restauraciones implanto- soportadas con alto ajuste y carillas en alúmina. Guías quirúrgicas para colocación de implantes (Nobel Guide), pilares personalizados para restaurar implantes en titanio, alúmina y zirconio. (HORNBOOK,2006)

Su adaptación, además de la biocompatibilidad y sus propiedades biomecánicas, ofrece restauraciones individualizadas con alta estética.Las coronas y puentes pueden ser cementados utilizando cementos convencionales o adhesivos. (FRANCINE, 2004)

En el laboratorio, un sensor efectúa una impresión digital del muñón del modelo. Es un explorador de barrido mecánico sensible; una aguja, en cuyo extremo se encuentra una pequeña esfera de zafiro de un diámetro de 1,5 mm, que recorre la superficie y transmite las coordenadas al ordenador. Explora el muñón de yeso en el eje de rotación y con un ángulo de 45°, mientras que la sonda sube lentamente por el eje de rotación. La posición de la varilla exploradora se registra 360 veces en cada rotación. Una preparación requiere alrededor de unas 50.000 mediciones para que la digitalización sea fiable. Este sistema presenta una contracción del 15-20 por ciento, que debe compensarse con el aumento proporcional del tamaño del muñón. (GIORDANO, 2003)

La información obtenida por la exploración mecánica del muñón es almacenada y procesada mediante ordenador y enviada a un laboratorio sueco. En este laboratorio se crea un modelo refractario con la magnificación necesaria para

compensar la contracción producida por el prensado en seco y sinterización del material cerámico. (GIORDANO, 2003)

SISTEMA ZIRKONZAHN

La materia prima principal que utiliza el sistema Zirkonzahn para la elaboración de dióxido de zirconio es el mineral zirconio ($ZrSiO_4$). Del zirconio se obtiene óxido de zirconio o zirconia mediante un tratamiento químico con aditivos. El polvo base que se obtiene se mezcla con aditivos. Es preciso distinguir por una parte entre aditivos de sinterización que repercuten de manera precisa en la reacción de sinterizado y en las propiedades de la cerámica acabada y por otra, entre materiales adicionales que facilitan el moldeado. Mediante diferentes procedimientos se fabrican las denominadas "piezas de zirconia cruda". Con el proceso de presinterización la pieza de zirconia cruda obtiene un acabado mediante del cual el material puede tratarse con fresas de tungsteno, la denominada "zirconia pre-sinterizada". (ZIRKONZAHN WORLD WIDE 2008).

El producto que se obtiene del bloque de zirconia es un 25% más grande. Se somete a un sinterizado final a $1500^{\circ}C$ alcanzando así su resistencia final. Durante este proceso el objeto se contrae un 20%. Hasta el proceso de sinterizado final las piezas mecanizadas no alcanzan sus verdaderas propiedades. El sistema consta de una Fresadora pantográfica que de acuerdo a los fabricantes funciona sobre todas las preparaciones posibles: chamfer, hombro, filo de cuchilla, hombro

redondeado, para realización de coronas, abutments, prostodoncias fijas y sobredentaduras. Especialmente adaptada. Es necesario que el protesista dental domine las técnicas de fabricación. (ZIRKONZAHN WORLD WIDE 2008)

Los pasos para la elaboración de las restauraciones

Modelación en resina

- Redondear los fillos y rellenar defectos
- Aislar el muñón de yeso con vaselina
- Aplicar una capa muy delgada de RIGID y polimerizar
- Aplicar una segunda capa de RIGID y polimerizar
- Colocar la cofia de resina completamente polimerizada sobre el muñón
- Terminar los márgenes
- Aislar la cofia sin tocar los márgenes
- Cuando es un puente, cortarlo, posicionarlo y pegarlo con Glue
- Glue fotopolimerizable
- Puente pegado
- Puente terminado en resina
- Dibujar el ecuador con lápiz
- Cortar el interior

- Insertar el disco y controlar
- Crear barras de conexión
- Pegar el puente al disco.
- Aplicar spray acelerador
- Controlar el puente pegado una vez más
- Insertar el disco de resina en el fresador
- Pegar el disco de resina con pegamento cianoacrilato y aplicar spray acelerador
- Colocar el bloque de zirconia
- Controlar la posición del bloque de zirconio
- Zirconia pegada
- Fresado inicial externo (Fresador 4L)
- Liberación de los márgenes (Fresador 4L)
- Fresado inicial interno (Fresador 4L)
- Fresado interno terminado
- Fresado grueso terminado
- Fresado fino (Fresador 2L)

- Corte unilateral del puente
- Cortar y liberar con el disco
- Acabado manteniendo la barra de unión (pedículo)
- Introducir 5" a 15" (segundos) en el COLOUR LIQUID
- Secar con aire
- 45 min de secado bajo la lámpara de luz infrarroja
- Introducir en el horno de sinterización
- Sinterizar sólo en posición vertical sobre el pedículo
- Cerrar la puerta
- Encender el programa del horno
- Interruptor ON
- Pulsar botón verde Programa ON
- Zirkonzahn Programm Running 1

Ya frío, se corta con el disco de diamante sinterizado a 6000/min. Al trabajar correctamente con el sistema Zirkonzahn; manejo técnico sensible en preparación dentaria y manejo por parte del laboratorio, las adaptaciones precisas en márgenes centesimales son estándar, según refiere la casa comercial como en los

trabajos con oro, el acabado del margen es de 20 μm . (ZIRKONZAHN WORLD WIDE 2008)

ADAPTACIÓN MARGINAL

La adaptación marginal se puede definir como el grado de proximidad y la vinculación de material de relleno en la pared de la cavidad de un diente (ONLINE MEDICAL DICTIONARY).

La adaptación marginal tiene una gran importancia clínica, ya que los desajustes a este nivel son los responsables de una serie de alteraciones como: mayor acumulación de placa bacteriana pérdida ósea y microfracturas (IN SUNG YEO 2003).

Por lo tanto, para garantizar la longevidad de una restauración es fundamental que la interfase preparación-restauración sea mínima. Indudablemente, el ajuste perfecto es aquel en el que el margen de la restauración coincide con el ángulo cavo superficial del diente. Pero como esta situación es difícil de alcanzar, siempre se acepta cierto grado de discrepancia. (SUÁREZ 2003)

Al revisar la bibliografía observamos que hay un amplio intervalo de valores considerados clínicamente aceptables comprendido entre 40 y 120 μm . Sin embargo, la mayoría de los autores admiten 120 μm como el desajuste máximo tolerable.(IN SUNG YEO 2003, MC LEAN,VON FRAUNHOFER 1971). Teniendo en cuenta este dato podemos afirmar que los actuales sistemas cerámicos ofrecen unos ajustes marginales adecuados. (BOYLE Y COLS 1993)

Numerosos estudios han evaluado las discrepancias marginales de las restauraciones únicas utilizando varios sistemas y materiales.

Goodacre y cols recomiendan un diseño de línea terminal en hombro para restauraciones totalmente cerámicas. (GOODACRE Y COLS 2001). Sin embargo Shearer y cols . no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre Chamfer y hombro en preparaciones para coronas In Ceram (SHEARER,GOUGH 1996).

Shu-Hui Mou y cols analizan la influencia de los diferentes ángulos de convergencia y alturas de las preparaciones sobre la adaptación interna de coronas Cerec. Las implicaciones clínicas de este estudio in Vitro sugieren que para obtener una adecuada adaptación marginal, el ángulo de convergencia y la altura cervico-oclusal no deben exceder los 20 grados y 6 mm respectivamente. El promedio del gap interno para las coronas Cerec registrado en este estudio fue de 100 a 200 μm con una réplica de cemento espaciador y un análisis de imágenes (SHU-HUI 2002).

Christgau M. y cols realizaron un estudio de la micro filtración marginal que fue definida como una línea de penetración del colorante de nitrato de plata al 50 % en el agente cementante desde el margen externo de la preparación. Se pudo observar que el cemento de resina presentó un menor grado de filtración marginal, ya que los valores se concentran entre 0 y 200 μm , un valor muy bajo comparado con el cemento de fosfato de zinc y de ionómero de vidrio (CRHISTGAU 1999).

Sulaiman y cols compararon tres sistemas completamente cerámicos con el objetivo de evaluar el selle marginal con microscopio digital con una magnificación de 225x. Hallaron discrepancias marginales en las coronas totalmente cerámicas de 82.88 μm 62.65 μm y 160.60 μm para Procera, Empress e In Ceram respectivamente.(SULAIMAN Y COLS 1997).

May y cols realizaron preparaciones en primeros premolares y primeros molares maxilares para coronas totalmente cerámicas con el sistema Procera y encontraron ajuste marginal por debajo de 70 μm con video grafía láser: promedio 56.0 μm SD+/-21y 63.0 SD+/-13 μm respectivamente para premolares y molares (MAY Y COLS1998).

Bindl y Mörmann evaluaron si el ajuste marginal e interno de cofias para coronas totalmente cerámicas sobre preparaciones en chamfer realizadas con sistemas CAD-CAM mostraba la misma exactitud que las técnicas convencionales.

Las técnicas convencionales evaluadas fueron InCeram Zirconia, y Empress II.

Las técnicas CAD-CAM evaluadas fueron Cerec Inlab, DCS, Decim y Procera. Obtuvieron los siguientes valores para adaptación marginal: Procera: $17 \pm 16 \mu\text{m}$, Cerec In Lab: $43 \pm 23 \mu\text{m}$ Decim : $23 \pm 17 \mu\text{m}$,In Ceram Z: $25 \pm 18 \mu\text{m}$,Empress II: $44 \pm 23 \mu\text{m}$ y DCS : $33 \pm 20 \mu\text{m}$. Adaptación interna ,Procera: $136 \pm 68 \mu\text{m}$, Cerec : $114 \pm 58 \mu\text{m}$,Decim : $81 \pm 30 \mu\text{m}$ Empress: $105 \pm 53 \mu\text{m}$, In Ceram: $94 \pm 84 \mu\text{m}$ y DCS: $110 \pm 79 \mu\text{m}$. Todos los sistemas mostraron valores adecuados de adaptación marginal (BINDL Y MÖRMANN 2005).

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 OBJETIVO GENERAL

Comparar la adaptación marginal e interna, de coronas totalmente cerámicas en Zirconio, realizadas con los sistemas Procera, Cerec y Zirkozahn, mediante microscopio óptico de luz 80x.

1.5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Comparar la adaptación marginal e interna, de coronas totalmente cerámicas en Zirconio, realizadas con los sistemas Procera y Cerec.

Comparar la adaptación marginal e interna, de coronas totalmente cerámicas en Zirconio, realizadas con los sistemas Procera y Zirkozahn.

Comparar la adaptación marginal e interna, de coronas totalmente cerámicas en Zirconio, realizadas con los sistemas Cerec y Zirkozahn.

1.6 HIPÓTESIS

1.6.1 HIPÓTESIS NULA

No existen diferencias estadísticamente significativas, en la adaptación marginal e interna de coronas totalmente cerámicas en Zirconio, realizadas con los sistemas Procera, Cerec y Zirkozahn.

1.6.2 HIPÓTESIS ALTERNA

Existen diferencias estadísticamente significativas, en la adaptación marginal e interna de coronas totalmente cerámicas en Zirconio, realizadas con los sistemas Procera, Cerec y Zirkozahn.

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

Experimental In Vitro Analítico Comparativo

2.2 MUESTRA

10 Cofias Zirconio - Procera

10 Cofias Zirconio - Cerec

10 Cofias Zirconio – Zirkonzahn

Esta muestra corresponde a la muestra estadísticamente como mínima necesaria para tener una confiabilidad de 95 % en el estudio, basándose en la desviación estándar de la adaptación marginal reportada en estudios similares y una adaptación marginal clínicamente aceptable de 20 μm .

2.3 VARIABLES

VARIABLES	DEFINICIÓN	OPERACIONALIZACIÓN	CATEGORIZACIÓN	ESCALA DE MEDICIÓN	CLASIFICACIÓN	INSTRUMENTO DE MEDICIÓN
ADAPTACION MARGINAL	Distancia entre el ángulo cavo superficial del diente y el margen de la restauración	Micrómetros	Cuantitativa	Continua	Dependiente	Microscopio Óptico
ADAPTACION INTERNA	Distancia entre el punto medio oclusal y el margen de la restauración	Micrómetros	Cuantitativa	Continua	Dependiente	Microscopio Óptico
SISTEMA TOTALMENTE CERAMICO	Sistemas completamente cerámicos, para fabricación de coronas.	Procera Cerec Zirkonzahn	Cualitativa	Nominal	Independiente	De acuerdo al sistema

2.4 PROCEDIMIENTO

Se preparó manualmente un primer molar superior en ivorina, para corona completa. Esta preparación fue realizada por un odontólogo experto en este tipo de preparaciones siguiendo los siguientes protocolos: una reducción oclusal de 2 mm, chamfer de 1.2 mm en los 360 grados de la preparación y un ángulo de convergencia de 16 grados, utilizando una pieza de mano de alta velocidad (W&H) con fresas de diamante troncocónicas de punta redondeada (852FC018 Jota), (852EFC018Jota). Por último se utilizó fresa para pulimento final (C375R018Jota) para redondear ángulos y posibles aristas en la preparación.

Se duplicó la muestra 30 veces utilizando Silicona de adición (Elite double 22 Zhermack), el mismo técnico realizó todos los modelos en yeso tipo IV (Elite Rock FAST).

Los modelos se distribuyeron aleatoriamente en tres grupos correspondientes a los tres sistemas a estudiar: Procera –Nobelbiocare, Cerec-Sirona, y ZirkonZahn

Las cofias en zirconio se realizaron de acuerdo a las instrucciones del fabricante por laboratorios especializados en cada uno de los sistemas. Para estandarizar un grosor de cerámica de 2 mm para las cofias se diseñó un dispositivo en metal-base Remanio (Dentaurus) compuesto por níquel-cromo. Se colocó cerámica Vita VM9 con técnica de estratificación básica indicada para cofias realizadas en Zirconio utilizando temperatura e instrucciones del fabricante.

Las coronas se cementaron sobre los modelos definitivos utilizando cemento de ionómero de vidrio modificado con resina GC Fuji PLUS. Se usó un dispositivo especial para aplicar una carga uniforme de 50 . Se retiró el exceso de cemento . El punto medio de la superficies vestibular y lingual se marcó para estandarizar el seccionamiento de las coronas .Las coronas se embebieron en resina epóxica(Epoxyyn) . Las muestras embebidas se seccionaron en dirección vestibulo-lingual con un disco especializado para zirconio (Isomet). El ajuste marginal e interno se midió en seis localizaciones en cada corona bajo estereomicroscopio óptico de luz de 80 x, las cuales fueron utilizadas para determinar la precisión de la adaptación marginal e interna.

2.5 INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Los datos de las seis mediciones realizadas a cada uno de los especímenes se consolidaron en una tabla del programa Microsoft Excel. Las mediciones para adaptación marginal fueron las localizaciones mesovestibular, distovestibular, distopalatino y mesopalatino. Las mediciones para adaptación interna fueron las localizaciones mesoclusal y distoclusal. Los datos fueron medidos en micrómetros

2.6 ANÁLISIS ESTADÍSTICOS

Se utilizó el programa SPSS para procesar los datos y se aplicó la prueba estadística ANOVA de una vía y la prueba de Bonferroni para comparaciones múltiples. Nivel de significancia $p = 0.05$. Se considera como significativo si es menor de este valor.

3. RESULTADOS

Los valores promedios de la adaptación marginal más bajos fueron encontrados para el sistema Procera ($50.55 \pm 31.6 \mu\text{m}$) seguidos por el sistema Cerec ($92.4 \pm 56.1 \mu\text{m}$) y ZirkonZahn ($121.3 \pm 73 \mu\text{m}$). (Figura 1)

Los valores promedios de la adaptación interna más bajos fueron encontrados para el sistema ZirkonZahn ($102.1 \pm 40.0 \mu\text{m}$) seguidos por el sistema Cerec ($145 \pm 54.23 \mu\text{m}$) y Procera (187.7 ± 60.59). (Figura 1)

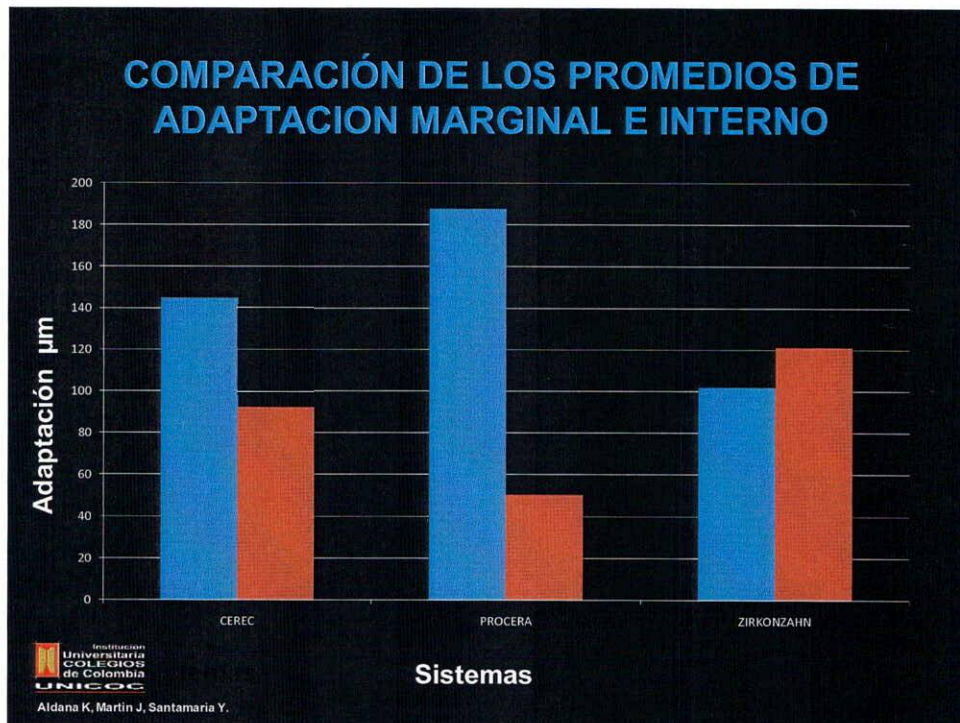


Figura 1. Comparación de los promedios de adaptación marginal e interna

Barra Azul, corresponde a la adaptación interna

Barra Rosa, corresponde a la adaptación marginal.

En la comparación de los promedios de la adaptación interna vs marginal intragrupo, el sistema Procera presentó diferencias estadísticamente significativas ($p=5.6E-6$) de igual forma que el sistema Cerec ($p=0.047$). El sistema ZirkonZahn no presentó diferencias estadísticamente significativas ($p=0.475$).

En la comparación de los promedios de la adaptación marginal Vs interna intergrupo, no hubo diferencias estadísticamente significativas excepto entre los sistemas Procera y Zirkonzahn ($p=0.000005$).

Los valores encontrados para la adaptación marginal e interna de coronas completamente cerámicas en cada una de las mediciones en este estudio, fueron los siguientes:

Distovestibular: Los valores más bajos se hallaron en el sistema Procera (47 ± 21 μm) encontrando diferencias estadísticamente significativas al compararlo con Cerec ($92\pm 63\mu\text{m}$) $p=0,169$ y ZirkonZahn ($114\pm 56\mu\text{m}$), $p=0.18$. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los sistemas Cerec y Procera y entre los sistemas Cerec y ZirkonZahn.(Figura 2)

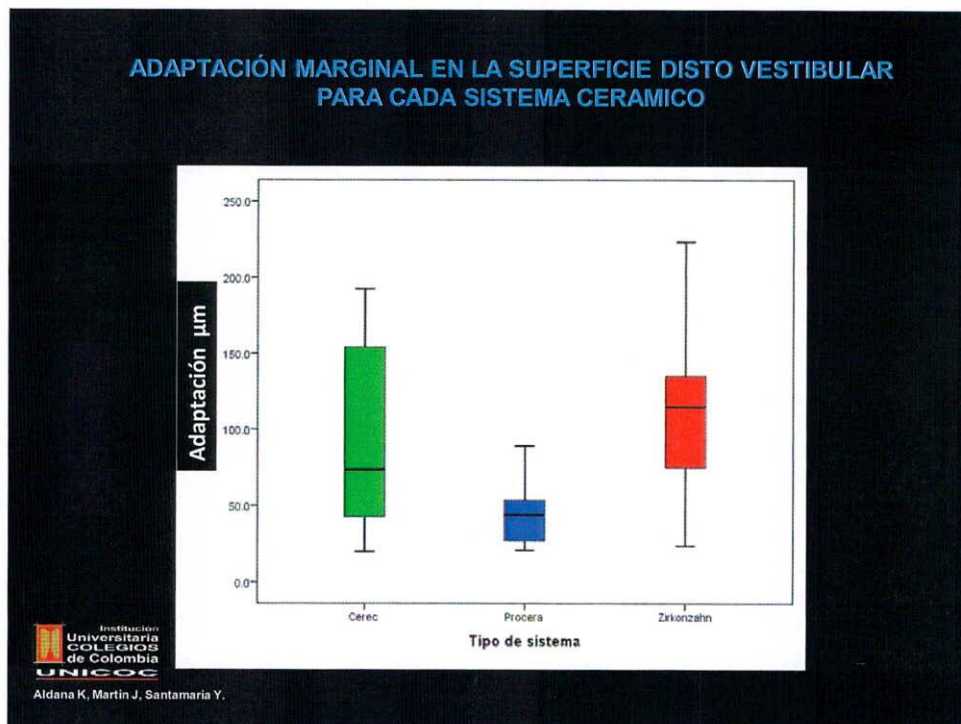


Figura 2. Adaptación marginal en la superficie disto vestibular para cada sistema cerámico.

Distopalatino: Los valores más bajos se hallaron en el sistema Procera ($53 \pm 25 \mu\text{m}$) encontrando diferencias estadísticamente significativas al compararlo con ZirkonZahn ($125 \pm 81 \mu\text{m}$), $p=0,05$. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los sistemas Cerec ($101 \pm 70 \mu\text{m}$) y ZirkonZahn ($p=1.0$)(Figura 3)

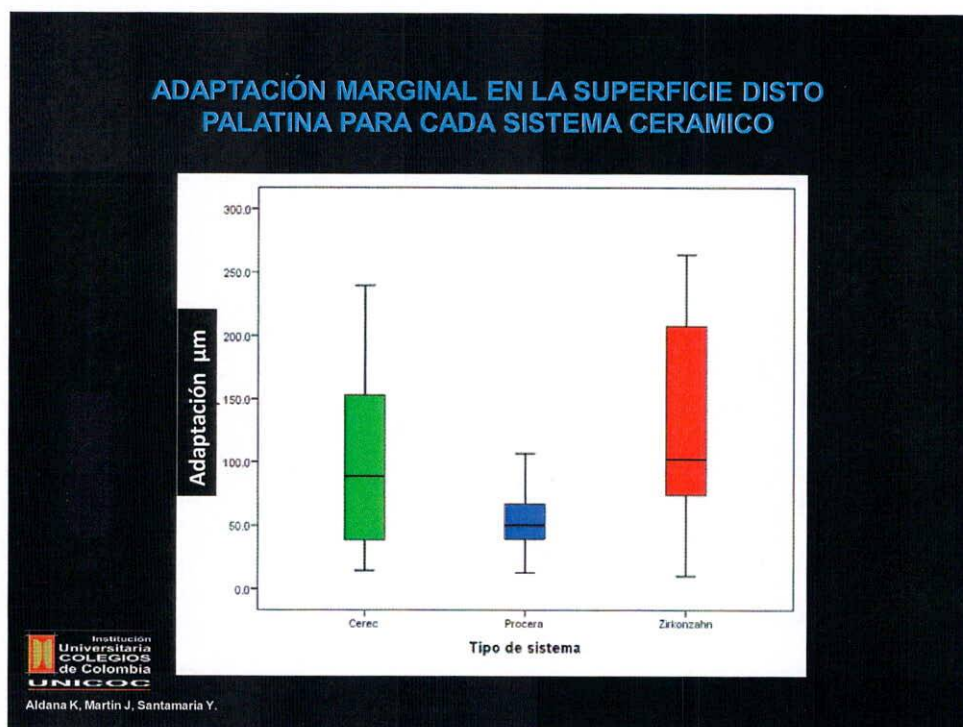


Figura 3. Adaptación marginal en la superficie disto palatina para cada sistema cerámico.

Distooclusal: Los valores más bajos se hallaron en el sistema ZirkonZahn ($103 \pm 49 \mu\text{m}$) encontrando diferencias estadísticamente significativas al compararlo con Procera ($185 \pm 64 \mu\text{m}$), $p=0,012$. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los sistemas Cerec (145 ± 57) y ZirkonZahn. ($p=0.351$) (Figura 4)

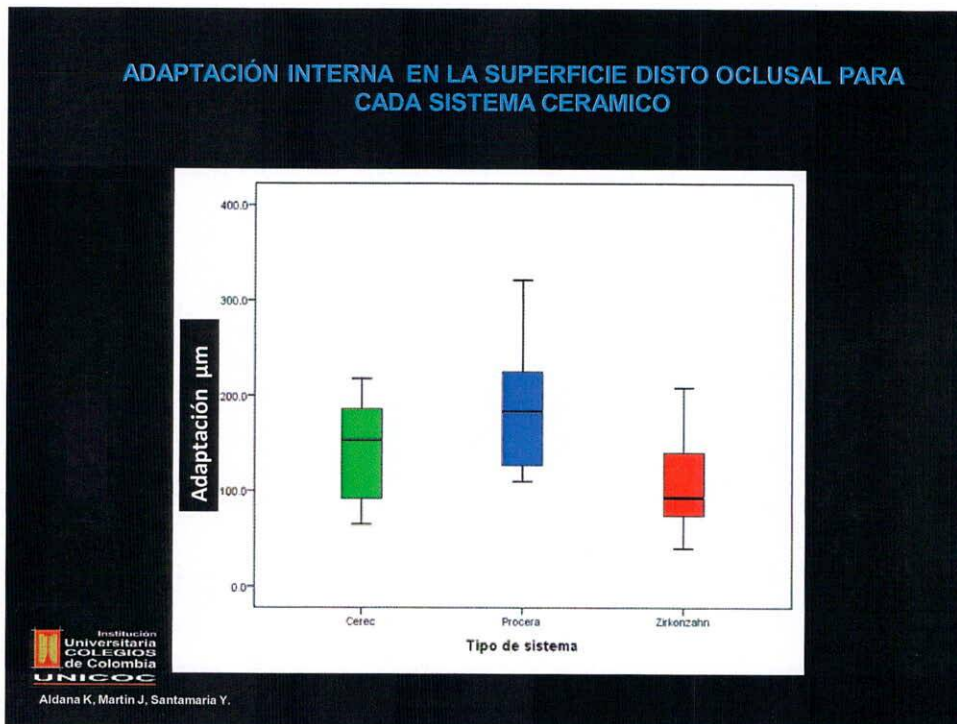


Figura 4. Adaptación interna en la superficie disto oclusal para cada sistema cerámico.

Mesooclusal: Los valores más bajos se hallaron en el sistema ZirkonZahn ($100\pm 30\ \mu\text{m}$) encontrando diferencias estadísticamente significativas al compararlo con Procera ($190\pm 56\ \mu\text{m}$), $p=0,001$. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los sistemas Cerec ($140\pm 50\ \mu\text{m}$) y ZirkonZahn ($p=0.142$)(Figura 5)

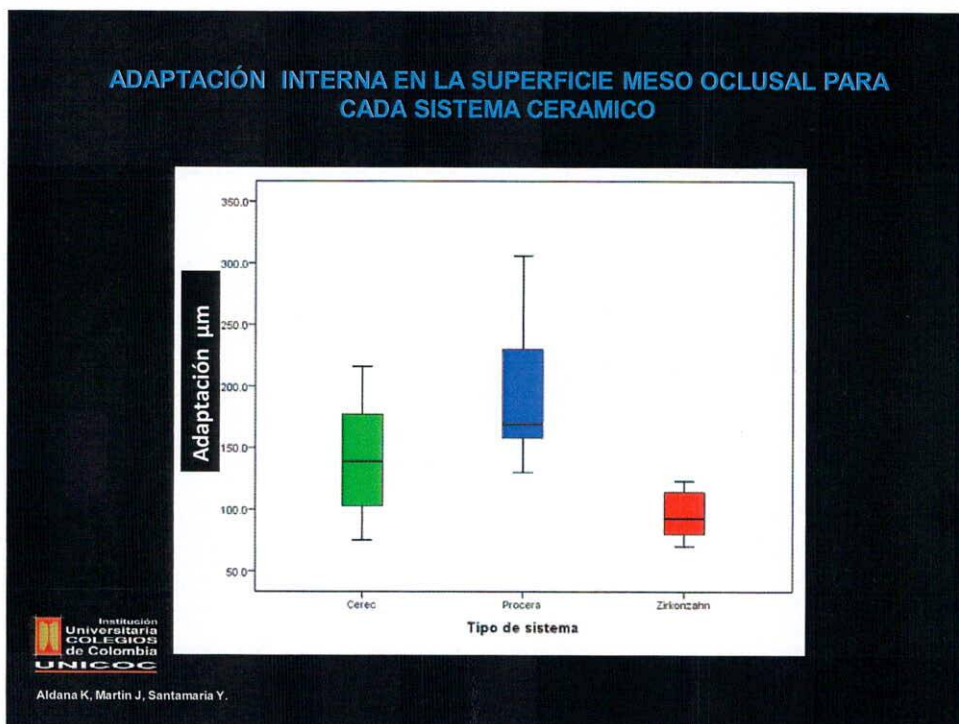


Figura 5. Adaptación interna en la superficie meso oclusal para cada sistema cerámico

Mesopalatina: Los valores más bajos se hallaron en el sistema Procera ($52 \pm 48 \mu\text{m}$) encontrando diferencias estadísticamente significativas al compararlo con ZirkonZahn ($115 \pm 62 \mu\text{m}$), $p=0,05$. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los sistemas Cerec ($86 \pm 57 \mu\text{m}$) y ZirkonZahn ($p=0.771$). (Figura 6)

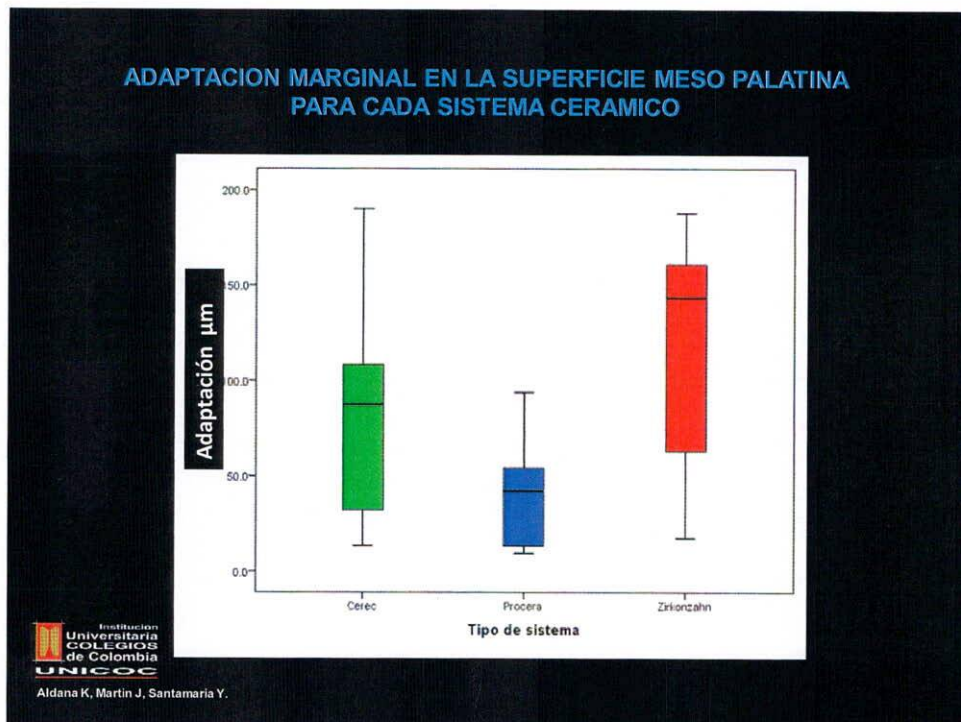


Figura 6. Adaptación marginal en la superficie meso palatina para cada sistema cerámico.

Mesovestibular: Los valores más bajos se hallaron en el sistema Procera ($49 \pm 30 \mu\text{m}$) encontrando diferencias estadísticamente significativas al compararlo con ZirkonZahn ($129 \pm 91 \mu\text{m}$), $p=0,016$. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los sistemas ZirkonZahn y Cerec ($89. \pm 34 \mu\text{m}$)($p=0.412$) (Figura 7)

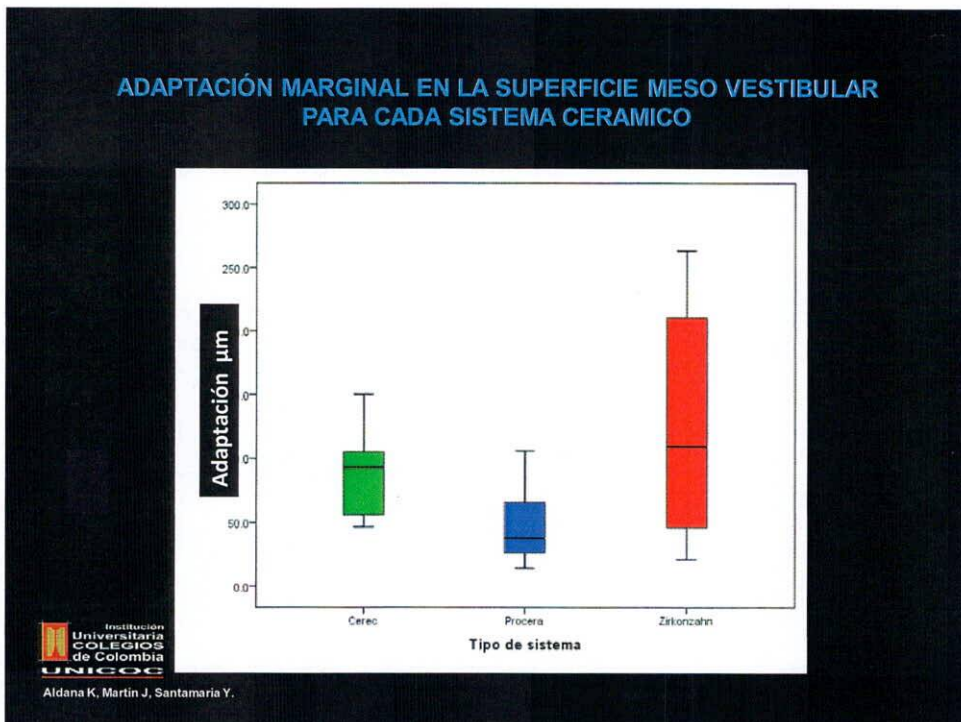


Figura 7. Adaptación marginal en la superficie meso vestibular para cada sistema cerámico.

4. DISCUSIÓN

Las diferencias estadísticamente significativas de Adaptación Marginal entre los sistemas Procera y Zirkozanh, en donde los mejores valores de adaptación fueron para el sistema Procera, se deban probablemente al sistema de fabricación. Procera es un sistema en el cual la Zirconia es comprimida contra el troquel. En el sistema Zirkozahn, la cofia es tallada de un bloque sólido. Esta diferencia en la técnica de fabricación, probablemente, genera mejor adaptación marginal en el Sistema Procera.

El Sistema Cerec presentó diferencias a nivel marginal respecto al sistema Procera, aunque las diferencias no fueron estadísticamente significativas, esto podría deberse a que el Sistema Cerec es un sistema de tallado de cofia, a partir de un bloque sólido.

La Adaptación Marginal, es el parámetro más relevante en el éxito clínico a largo plazo en una restauración fija, por lo tanto, el Sistema Procera presentó una ventaja clínica significativa sobre el Sistema Zirkozahn.

Las diferencias estadísticamente significativas en la Adaptación Interna entre los sistemas Procera y Zirkozahn, en donde se presentó mejor adaptación interna para este último sistema, probablemente se deba a que el Sistema Procera utiliza un troquel duplicado digitalmente a partir del escaneo topográfico. En cambio, el Sistema Zirkozahn trabaja directamente sobre un troquel de yeso.

Otra razón para una deficiente adaptación interna del Sistema Procera, puede ser la realización de un mayor tallado de la parte interna de la cofia, buscando una mejor adaptación marginal. Este procedimiento es realizado durante el control de calidad de las cofias cerámicas.

Desde el punto de vista clínico, este hallazgo es relevante, pues se genera una mayor precisión en los parámetros de la preparación dentaria, para asegurar retención de las cofias cerámicas. Adicionalmente, genera mayor dificultad durante el proceso de cementación de la coronas del Sistema Procera. Por lo tanto es imperativa la verificación de asentamiento de cada una de las coronas antes de la cementación, es decir, es relevante probar las estructuras, para que luego de la cementación, no se vean afectados los puntos de contacto.

Se asume en este estudio que las diferencias en las habilidades de los técnicos encargados de los tres sistemas no influyeron en los resultados, debido a que las cofias fueron realizadas por laboratorios altamente calificados para cada uno de ellos.

Debido a que hasta la fecha de este informe no se encontraron estudios publicados para adaptación marginal e interna para el sistema ZirkonZahn no se realizaron comparaciones de los resultados obtenidos en este estudio con estudios para este sistema.

Numerosos autores han reportado que las coronas Procera muestran buena adaptación marginal. La discrepancia marginal promedio encontrada para el sistema Procera en este estudio fue de $50.55 \pm 31 \mu\text{m}$, similar a la reportada en el

estudio in vitro de May y cols 1998 ($63 \pm 13 \mu\text{m}$), los cuales realizaron 126 mediciones por corona con video grafía laser.

Sulaiman y cols 1997 encontraron promedios de discrepancias marginales de 82.88 para coronas Procera, resultados comparables con los encontrados en otros estudios.

En el presente estudio hubo una diferencia estadísticamente significativa entre las discrepancias marginales y las discrepancias internas de las coronas Procera ($p=5.6E-6$) lo cual nos podría hacer pensar que una discrepancia interna mayor, podría favorecer una discrepancia externa menor, como lo asumen en otros estudios.

Nakamura y col 2003 evaluó los efectos del ángulo de convergencia oclusal de la preparación dentaria (4,8 y 12 grados) sobre el ajuste marginal e interno de coronas totalmente cerámicas realizadas con el sistema Cerec 3. La discrepancia marginal promedio encontrada para el sistema Cerec en el estudio de Nakamura fue menor de $67 \mu\text{m}$, independiente del ángulo de convergencia. Las diferencias en los resultados entre éste y el presente estudio fue que en el estudio realizado por Nakamura las coronas no fueron cementadas, requisito indispensable para la adaptación interna según la literatura.

Entre los sistemas CAD/CAM no se encontraron diferencias estadísticamente significativas para las mediciones marginales, resultados comparables con los encontrados por Bindl y Mörmann, 2005 para cofias realizadas con el sistema Procera y con el sistema Cerec In Lab. De igual manera los valores para las

discrepancias internas que presentó el sistema Procera fueron mayores ($139\pm 68\mu\text{m}$) que las presentadas por el sistema Cerec ($114\pm 58\mu\text{m}$) en lo cual también es similar al presente estudio.

5. CONCLUSIONES

1. Adaptación marginal: El sistema Procera presentó los valores más bajos en la adaptación marginal ($50.55 \pm 31.6 \mu\text{m}$) con diferencias estadísticamente significativas con respecto al sistema ZirkonZahn ($121.3 \pm 73 \mu\text{m}$), ($p=0.011$). No hubo diferencias estadísticamente significativas entre el sistema Procera y el sistema Cerec ($92.4 \pm 56.1 \mu\text{m}$)
2. Adaptación interna: El sistema ZirkonZahn presentó valores más bajos en la adaptación interna ($102.1 \pm 40.0 \mu\text{m}$) con diferencias estadísticamente significativas con respecto al sistema Procera ($187.7 \pm 60.59 \mu\text{m}$), ($p=0,00001$) No hubo diferencias estadísticamente significativas entre el sistema ZirkonZahn y el Cerec (145 ± 54.23).
3. Al comparar los tres sistemas cerámicos independientemente de la localización de las mediciones, los valores promedio más bajos se encontraron en el sistema Procera con un valor de ($96.3 \mu\text{m}$), seguido del sistema Cerec ($109.9 \mu\text{m}$) y ZirkonZahn ($114.0 \mu\text{m}$). Estas diferencias entre los 3 sistemas cerámicos en general, no fueron estadísticamente significativas.

6. RECOMENDACIONES

1. Realizar más estudios con el Sistema ZirkonZahn
2. Realizar estudios evaluando el ajuste marginal e interno de Prostodoncias Parciales Fijas Múltiples
3. Realizar estudios comparativos con otros sistemas vigentes dentro del mercado.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. **TUNTIPRAWON M, WILSON PR.** The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J* 1998 58: 408-413.
2. **BRUKL CE, PHILIP GK.** The fit of molded, twin foil and conventional ceramic crowns, *J Prosthet Dent* 1987 58:408-413.
3. **D. BEYER, FERNANDEZ L,** V Química inorgánica. Editorial ARIEL, S.A.. 2000
4. **KELLY J.R, I DENRY I.** Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dental Materials* 2008 24: 289-298.
5. **DENRY I, KELLY J.R.** State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials* 2008 24: 299-307.
6. **MANICONE PF, ROSSI P , RAFFAELLI L.** An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of dentistry* 2007 35: 819 – 826.
7. **CADAFALCH J.** Caracterización micro estructural y mecánica de materiales en base a cerámica elaborados por la tecnología CAD-CAM para su utilización en prótesis odontológica. Tesis doctoral 2004.
8. **WILLER J, ROSSBACH A, WEBER HP.** Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *J Prosthet Dent* 1998; 80(3): 346-353.

9. **PERSSON A, ANDERSSON M, ODEN A, SANDBORGH-ENGLUND G.** A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent* 2006; 95(3): 194-200.

10. **ANDERSSON M, BERGMAN B, BESSING C, ERICSON G, LUNDQUIST P, NILSON H.** Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. *Acta Odontol Scand* 1989; 47(5): 279-286.
11. **ZEL, JM.** Comparación entre los sistemas CAD-CAM actuales. *Quintessence técnica* (ed. Esp.), 1999; 10(7): 392-403.

12. **MILAN F, CONSANI S, CORRER L, SINHORETI M, SOUSA-NETO M, KNOWLES J.** Influence of casting methods on marginal and internal discrepancies of complete cast crowns. *Braz Dent J* 2004; 15(2): 127-132.

13. **MCLAREN E, FERRY D.** CAD-CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin Educ Dent* 2002; 23(7): 637-653.

14. **ATTIA A, ABDELAZIZ K, FREITAG S, KERN M.** Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent* 2006; 95(2): 117-123.

15. **HAMAKUBO Y, SAWASE T, YOSHIDA K, KAMADA K, TAIRA Y, ATSUTA M.** The physical properties of a machinable resin composite for esthetic restorations. *Dent Mater J* 2005; 24(1): 24-29.

16. **BARBOSA M, PAULINO S, OLIVEIRA V, BEZZON O.** Influence of investment type and sprue number on the casting accuracy of titanium crown margins. *J Prosthet Dent* 2006; 95(1): 42-49.

17. **SUÁREZ MJ.** Evaluación del sellado marginal de coronas de titanio colado y mecanizado con dos líneas de terminación. Tesis doctoral, 2003.

18. **TAKAHASHI J, KIUMURA H, LAUTENSCHLAGER EP, CHERN JH, MOSER JB, GREENER EH.** Casting pure titanium into commercial phosphate-bonded SiO₂ investment molds. *J Dent Res* 1990; 69(12): 1800-1805.

19. **HORN BROOK D.** Tecnología CAD/CAM en su consulta. *Dent Pract Report* (Ed. Española) 2006; 1(1): 37-43.
20. **GIORDANO R.** Materials for chair side CAD/CAM-produced restorations. *JADA* 2006; 137 Suppl: 14s-21s CAD/CAM system into dental practice.

21. **GIORDANO R.** CAD-CAM an overview of machines and materials. *Journal of Dental Technology* 2003; 20-30.

22. **ZITZMANN NU,** et al. Clinical evaluation of Procera All Ceram Crowns in the anterior and posterior regions. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 239-241.

23. **FRANCINE E. A, EL-MOWAFY O.** Marginal adaptation of Procera All Ceram Crowns with four cements. *Int J Prosthodont* 2004; 17:529-535.

24. **ZIRKONZAHN.** Human Zirconium Technology. Folleto de información para dentistas. *Zirkonzahn World Wide.* 2008. 1-16.

25. **ONLINE MEDICAL DICTIONARY**

26. **IN SUNG YEO** .In vitro marginal fit of three all ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2003; 90:459-464.

27. **MC LEAN JW, VON FRAUNHOFER JA.** The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971; 131:107-11.

28. **BOYLE JJ JR, NAYLOR WP, BLACKMAN RB** .Marginal accuracy of metal ceramic restorations with porcelain facial margins. *Prosthet Dent* 1993; 69:19-27.

29. **GOODACRE CJ, CAMPAGNI WV, AQUILINO SA.** Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent* 2001; 85:363-76.
30. **SHEARER B, GOUGH MB.** Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In Ceram crowns. *Biomaterials* 1996; 17; 1891-5.
31. **SHU-HUI, TSONGI CHAI .**Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *J. Prosthet Dent* 2002;87:248-55
32. **CHRISTGAU M., FRIEDL K.H., SCHMALZ G., RESCH U.** Adaptación del margen gingival de las coronas de porcelana pura, vitrificada a calor y presión. *J Prosthet Mel* 1999 Mar; 81(3):335-44.
33. **SULAIMAN F, CHAI, JAMESON LM, WOZNIAK WT.** A comparison of the marginal fit of In Ceram, IPS Empress. And Procera crowns. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 478-84.
34. **MAY KB, RUSSELL MM, RAZZOOG ME, LANG BR.** Precision of fit: the Procera All Ceram crown. *J Prosthet Dent.* 1998; 80:394-404.
35. **BINDL A, MÖRMANN WH.** Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *Journal of Oral Rehabilitation* 2005;32:441-447
36. **SUÁREZ M, GONZÁLEZ P, PRADÍES G, LOZANO J.** Comparison of the marginal fit of Procera All Ceram Crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 2003; 16:229-232.
37. **NAKAMURA T, DEI N, KOJIMA T.** Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM All Ceramic Crowns. *Int J Prosthodont* 2003; 16:244-288.

ANEXOS

ANOVA

		Suma de cuadrados	Gl	Media cuadrática	F	Sig.
Disto oclusal	Inter-grupos	33097,680	2	16548,840	4,982	,014
	Intra-grupos	89684,634	27	3321,653		
	Total	122782,315	29			
Disto palatino	Inter-grupos	27080,384	2	13540,192	3,304	,052
	Intra-grupos	110652,909	27	4098,256		
	Total	137733,292	29			
Disto vestibular	Inter-grupos	23461,536	2	11730,768	4,588	,019
	Intra-grupos	69041,678	27	2557,099		
	Total	92503,214	29			
Meso oclusal	Inter-grupos	40499,174	2	20249,587	9,046	,001
	Intra-grupos	60438,251	27	2238,454		
	Total	100937,425	29			
Meso palatino	Inter-grupos	20209,371	2	10104,685	3,189	,057
	Intra-grupos	85547,277	27	3168,418		
	Total	105756,647	29			
Meso vestibular	Inter-grupos	32046,247	2	16023,123	4,620	,019
	Intra-grupos	93635,249	27	3467,972		
	Total	125681,495	29			

COMPARACIONES MÚLTIPLES.

Variable dependiente		(I) Tipo de sistema	(J) Tipo de sistema	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
							Límite inferior	Límite superior
Arco oclusal	Bonferroni	Cerec	Procera	-39,5970	25,7746	,408	-105,386	26,192
			Zirkonzahn	41,7540	25,7746	,351	-24,035	107,543
		Procera	Cerec	39,5970	25,7746	,408	-26,192	105,386
			Zirkonzahn	81.3510*	25,7746	,012	15,562	147,140
		Zirkonzahn	Cerec	-41,7540	25,7746	,351	-107,543	24,035
			Procera	-81.3510*	25,7746	,012	-147,140	-15,562
Arco latino	Bonferroni	Cerec	Procera	48,1420	28,6296	,313	-24,934	121,218
			Zirkonzahn	-24,1350	28,6296	1,000	-97,211	48,941
		Procera	Cerec	-48,1420	28,6296	,313	-121,218	24,934
			Zirkonzahn	-72,2770	28,6296	,053	-145,353	,799
		Zirkonzahn	Cerec	24,1350	28,6296	1,000	-48,941	97,211
			Procera	72,2770	28,6296	,053	-,799	145,353
Arco sublingual	Bonferroni	Cerec	Procera	45,1160	22,6146	,169	-12,607	102,839
			Zirkonzahn	-22,0810	22,6146	1,000	-79,804	35,642
		Procera	Cerec	-45,1160	22,6146	,169	-102,839	12,607
			Zirkonzahn	-67.1970*	22,6146	,018	-124,920	-9,474
		Zirkonzahn	Cerec	22,0810	22,6146	1,000	-35,642	79,804
			Procera	67.1970*	22,6146	,018	9,474	124,920
Arco oclusal	Bonferroni	Cerec	Procera	-46,0400	21,1587	,115	-100,047	7,967
			Zirkonzahn	43,9510	21,1587	,142	-10,056	97,958
		Procera	Cerec	46,0400	21,1587	,115	-7,967	100,047
			Zirkonzahn	89.9910*	21,1587	,001	35,984	143,998
		Zirkonzahn	Cerec	-43,9510	21,1587	,142	-97,958	10,056
			Procera	-89.9910*	21,1587	,001	-143,998	-35,984
Arco latino	Bonferroni	Cerec	Procera	34,3490	25,1731	,551	-29,904	98,602
			Zirkonzahn	-29,1560	25,1731	,771	-93,409	35,097
		Procera	Cerec	-34,3490	25,1731	,551	-98,602	29,904
			Zirkonzahn	-63,5050	25,1731	,054	-127,758	,748
		Zirkonzahn	Cerec	29,1560	25,1731	,771	-35,097	93,409
			Procera	63,5050	25,1731	,054	-,748	127,758
Arco sublingual	Bonferroni	Cerec	Procera	39,7210	26,3362	,429	-27,501	106,943
			Zirkonzahn	-40,3360	26,3362	,412	-107,558	26,886
		Procera	Cerec	-39,7210	26,3362	,429	-106,943	27,501
			Zirkonzahn	-80.0570*	26,3362	,016	-147,279	-12,835

Medición

Medición	N	Media	Desviación típica	Error típico	Mínimo	Máximo	
					Límite superior		
Cerec	10	109,9483	59,86154	7,72809	125,4122	13,45	239,77
Procera	10	96,3233	77,83571	10,04855	116,4304	9,43	321,10
Zirkonzahn	10	114,9468	63,31400	8,17380	131,3026	10,30	263,93
Total	30	107,0728	67,53963	5,03411	117,0067	9,43	321,10

ANOVA

Medición	Suma de cuadrados	Gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	11149,208	2	5574,604	1,225	,296
Intra-grupos	805377,430	177	4550,155		
Total	816526,638	179			

COMPARACIONES MÚLTIPLES

Medición Bonferroni						
(I) Tipo de sistema	(J) Tipo de sistema	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
Cerec	Procera	13,62500	12,31551	,810	-16,1409	43,3909
	Zirkonzahn	-4,99850	12,31551	1,000	-34,7644	24,7674
Procera	Cerec	-13,62500	12,31551	,810	-43,3909	16,1409
	Zirkonzahn	-18,62350	12,31551	,397	-48,3894	11,1424
Zirkonzahn	Cerec	4,99850	12,31551	1,000	-24,7674	34,7644
	Procera	18,62350	12,31551	,397	-11,1424	48,3894

DESCRIPTIVOS

Medición

	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
Cerec	109,9	59,9	7,72809	94,4845	125,4122	13,45	239,77
Procera	96,3	77,8	10,04855	76,2162	116,4304	9,43	321,10
Zirkonzahn	114,9	63,3	8,17380	98,5911	131,3026	10,30	263,93
Total	107,1	67,5	5,03411	97,1390	117,0067	9,43	321,10