

REG 9510

MARC 250

FP
C355c
2010



CERÁMICAS CAD / CAM

Estudio Comparativo de las Tecnologías CEREC y Procera

**Tesis para la obtención del título de
Especialista en Rehabilitación Oral**

Dra. PAULINA ANDREA CASTRO JOFRÉ
Dra. CARLA SOFÍA VÁSQUEZ BUESO

Profesor Guía: Dr. PEDRO MALDONADO CORTÉS

2010

DEDICATORIA

A nuestros padres, por permitirnos realizar nuestro sueño

AGRADECIMIENTOS

Primero que nada le doy gracias a Dios por todas sus bendiciones y permitirme llegar hasta este momento.

Gracias a mis padres por todo el apoyo que siempre me han brindado, por ser fuente de inspiración y por sus palabras de aliento en los momentos más difíciles. A mi hermanita, abuelos, tíos y primos por su incondicional amor y apoyo. A mis amigos, que aunque lejos, han estado siempre presentes.

Le agradezco al Dr. Maldonado, al Dr. Bravo y a la Dra. Sánchez por todas sus enseñanzas, consejos, por su paciencia y apoyo.

Gracias a Paulina, Daniela, Doña Bertha, Don Alberto, Carlitos, Lohana, Marcela, Minerva y Claudita por haber sido mi familia en Chile, nunca podré terminar de agradecerles todo lo que hicieron por mí y creo que no me alcanzarían las palabras para describir lo que cada uno ha significado en mi vida. Gracias por haberme hecho reír, por sus palabras, cariño y apoyo.

Este tiempo lejos de mi país Honduras y de toda la gente que amo no ha sido fácil, pero en el camino conocí gente maravillosa, descubrí un hermoso país y cultive amistades que estoy segura serán para toda la vida.

Dra. Carla Sofía Vásquez Bueso

En primer lugar a Dios, por guiarme y sentir su presencia cuando lo he necesitado.

A mis padres Alberto y Berta, me falta vida para agradecer todo lo que hacen por mí. Solo ustedes saben lo difícil que es estar lejos de quienes amamos. Gracias por hacerme sentir que el amor trasciende fronteras. Gracias por el sacrificio que hacen por mí y creer en mis proyectos.

A mi hermana Daniela, por ser mi apoyo fiel y comprenderme en mis momentos de desesperación y tristeza.

A mis abuelos, por entender mi ausencia en este tiempo de estudio y por brindarme su apoyo incondicional.

A mi compañera de tesis Carla, que difícil hubiese sido la especialidad y esta tesis sin ti. Eres la persona, con quien he compartido el mayor tiempo en esta estadía. Gracias por tu amistad incondicional, por vivir momentos de alegrías y tristezas en estos años de conocernos. Espero que la vida y el destino jueguen a nuestro favor.

A mi familia, amigos de posgrado y de la vida, por apoyarme siempre y por darme su hombro cada vez que lo necesite.

A mis profesores, Dr. Maldonado, Dr. Bravo, Dra. Sánchez, Dra. Caneppe, por ayudarme y entregarme sus conocimientos.

A la vida, por darme la oportunidad de aprender que no hay límites, y entender que por muy alta que sea la colina, siempre hay un sendero para llegar hasta su cima.

Dra. Paulina Castro Jofré

INDICE

I. INTRODUCCIÓN	1
II. ASPECTOS TEÓRICOS	3
1. PRÓTESIS LIBRES DE METAL	3
1.1 Preparaciones para Coronas Libres de Metal	3
1.2 Cementación en Prótesis Libre de Metal	7
1.3 Clasificación de los sistemas libres de metal	8
2. SISTEMA CAD / CAM EN ODONTOLOGÍA	9
2.1 Conceptos de Producción CAD CAM en Odontología	9
2.2 Ventajas	10
2.3 Inconvenientes	10
2.4 Procedimiento	11
2.5 Clasificación de los sistemas CAD/CAM	12
2.6 Materiales	12
2.6.1 Bloques cerámicos para CAD/CAM	13
3. PROCERA (NOBEL BIOCARE), Especificaciones Técnicas y Procedimientos Clínicos y de Laboratorio	15
3.1 Restauraciones Procera	15
3.1.1 Procera Titanio	16
3.1.2 Procera Alúmina (AllCeram)	16
3.1.3 NobelProcera Corona Circonio	23
3.2 Evolución de Escaneres Procera	23
4. SISTEMA CEREC, Especificaciones Técnicas y Procedimientos Clínicos y de Laboratorio	25
4.1 CEREC I	25
4.2 CEREC II	26
4.3 CEREC III	26
4.3.1 CEREC 3D	28
4.3.2 CEREC INLAB	33
4.4 CEREC AC	37
4.5 INEOS BLUE SCANNER	38
4.6 CEREC BIOGENERIC	38
III. OBJETIVOS	39
IV. MATERIALES Y MÉTODOS	40
V. RESULTADOS	49
VI. DISCUSIÓN	54
VII. CONCLUSIONES	66
VIII. SUGERENCIAS	68
IX. COMENTARIOS	69
X. RESUMEN	70
XI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	71

I. INTRODUCCIÓN

La creciente demanda de odontología estética y cosmética, acompañada de la exigencia de muchos pacientes para eliminar las aleaciones metálicas en la cavidad oral, promovió la investigación y la evolución tecnológica de las nuevas cerámicas, definidas como metal – free o libres de metal, para la realización de rehabilitaciones protésicas que carecen totalmente de subestructuras metálicas.

El éxito de la rehabilitación protésica está compuesto de aspectos clínicos y de laboratorio, por lo que muchos de los fracasos dependen de la habilidad y conocimiento del laboratorista dental ante el uso de diversos materiales para confeccionar las rehabilitaciones dentales. Ante esta problemática y con el fin de encontrar un sistema más preciso en la confección de prótesis dentales que brindaran mejores características estéticas, biológicos, mecánicos y funcionales comenzó la introducción en la odontología los sistemas CAD – CAM.

Las abreviaciones CAD – CAM como es definida en algunos casos CAD – CIM, identifican genéricamente los sistemas automatizados de producción de piezas a partir de la elaboración informática de un proyecto, representando a los acrónimos de Computer Aided Design (CAD) y Computer Aided Manufacturing (CAM) y/o Computer Aided Design (CAD) y Computer Integrated Machining (CIM).

Esta tecnología consta de tres procesos: primero (un proceso de escaneo del diente preparado ya sea por medio de un láser o por medio de contacto físico), segundo un (diseño de la restauración por medio de un software,) y (tercero un fresado robotizado de la restauración?) Todo este proceso al ser realizado de manera computarizada es un proceso altamente preciso, estandarizado y muy rápido.

En el ámbito dental, los sistemas CAD - CAM son utilizados desde hace 20 años y fueron utilizados originalmente para la producción de restauraciones parciales simples en cerámica así como para la realización de coronas individuales en cerámica de sub - estructuras en titanio o en cerámica aluminosa; de igual forma para la realización de arcadas enteras o para la realización de pilares en implantes oseointegrados.

El objetivo de la presente investigación es estudiar comparativamente los sistemas CEREC y Procera, por ser ambos los más utilizados y conocidos en nuestro país, con el propósito de establecer diferencias significativas que faciliten la elección de un sistema u otro.

La comparación de estas dos técnicas obedece a que en la actualidad no existen estudios comparativos cualitativos de ambos sistemas, así mismo no existe evidencia científica tipo meta-análisis o revisiones sistemáticas que los avalen. Esto se debe a que las investigaciones publicadas carecen de estandarización metodológica.

A pesar del tiempo que tienen ambos sistemas en el mercado (más de 20 años), no existen estudios clínicos que favorezcan la elección correcta de un sistema en particular.

Por estas razones se pretende establecer un estado actual del comportamiento clínico a largo plazo (longevidad) de las coronas periféricas completas confeccionadas por ambos

sistemas, basado en la literatura disponible, focalizándonos en el desajuste del límite marginal, por ser este un criterio esencial al momento de evaluar la calidad de la restauración y el éxito clínico a largo plazo.

Las restauraciones indirectas, al confeccionarse fuera de boca y posteriormente fijarse a la preparación, generan una interfase, es decir, siempre existe un espacio real o virtual entre el diente y la prótesis. La adaptación marginal tiene una gran importancia clínica, ya que los desajustes a este nivel son los responsables de una serie de alteraciones que van a desembocar, con el paso del tiempo, en la disolución de cemento, microfiltración, aumento de retención de placa y caries secundarias, lo que conducirá al fracaso del tratamiento (Bindl y Mormann, 2005).

Por lo tanto, para garantizar la longevidad de una restauración es fundamental que la interfase preparación- prótesis 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 desajuste. **Actualmente, no disponemos de un consenso sobre el tamaño de interfase aceptable, desde el punto de vista clínico, ya que en la adaptación final de una prótesis fija influyen múltiples variables, entre las que cabe señalar: la preparación dentaria, la técnica de confección de la restauración, la selección del agente cementante y la técnica de cementado.**

En la literatura se han encontrado una diversidad de mediciones de gaps marginales de coronas periféricas completas. Es por esta razón, que los autores utilizan el rango de 50 a 120 micras de desajuste marginal como referencia para considerar en coronas metal-cerámicas como clínicamente aceptable. (McLean y von Fraunhofer, 1971; Fransson y Cols., 1985; Karlsson, 1993; Boening y Cols., 2000). De la misma manera, May y colaboradores señalan que 100 micras es una medida adecuada para valorar el ajuste marginal de una corona totalmente cerámica clínicamente aceptable (May y Russel, 1998).

Esta revisión constó de una recopilación y selección de información obtenida en revistas científicas mediante las bases de datos de Pubmed y Medline entre los años 1997 al 2010. Esta búsqueda se basó en criterios de inclusión y exclusión para delimitar el tema y de esta manera disminuir el sesgo de la publicación. Se realizaron tablas de jerarquización de la evidencia obtenida para analizar los resultados, según el nivel de evidencia, para comparar ambos sistemas y de esta manera obtener un juicio de valor en cuanto al éxito clínico de ambas técnicas.

II. ASPECTOS TEÓRICOS

1. PRÓTESIS LIBRES DE METAL

Las coronas y puentes utilizados en odontología se han confeccionado tradicional y mayoritariamente en metal porcelana, debido a las propiedades de fortaleza del metal y de belleza de la porcelana. Las restauraciones completas metal porcelana se comenzaron a utilizar en los años 1960 (Mc Lean, 2001); sin embargo, las exigencias de los pacientes por restauraciones más estéticas y libres de metal han propiciado un gran desarrollo de sistemas de porcelana para la restauración de coronas y puentes completos (Allen, 2001).

Es de gran importancia seleccionar bien el caso clínico e indicar de manera correcta este tipo de restauraciones. De acuerdo a Bottino, la principal causa de fracaso de los materiales sin metal se debe a deficiencias en las preparaciones dentarias, incluyendo deficiencias estéticas y fracturas.

1.1 Preparaciones para Coronas Libres de Metal

El éxito de la prótesis fija depende en gran parte de las características de la preparación dentaria. El diseño de la misma debe satisfacer principios tanto biológicos como mecánicos y estéticos.

El mantenimiento de la vitalidad pulpar debe ser cuidadosamente evaluado, indicando el tratamiento endodóntico cuando sea necesario, ya que estudios indican que los dientes tratados endodónticamente, localizados en la región posterior, tienen una mayor incidencia de fracturas verticales. De esta manera, se recomienda el mantenimiento de la vitalidad de estos dientes cuando sea posible (Shetreitt y Steffensen, 1995).

A su vez, la salud periodontal es fundamental para el éxito de cualquier tratamiento protésico rehabilitador. El mantenimiento del espacio biológico y/o de su recuperación es imprescindible en el planeamiento de las preparaciones y también esencial para la estética de la prótesis.

En cuanto a los principios mecánicos necesarios para las preparaciones cavitarias y coronarias podemos mencionar (Pegoraro, 2001; y Shillingburg, 1998):

- Retención
- Resistencia o estabilidad
- Rigidez estructural
- Integridad marginal

Ningún cemento compatible con la estructura dentaria viva y el entorno biológico de la cavidad oral posee las propiedades adecuadas de adhesión para que la restauración permanezca en su sitio únicamente gracias a él. La configuración geométrica de la preparación debe situar al cemento bajo compresión con el fin de proporcionar la retención y resistencia necesarias.

La **retención** es la capacidad de la preparación de oponerse a la remoción de la restauración a lo largo del eje de inserción. Depende básicamente del contacto existente entre las superficies internas de la restauración y las externas del diente preparado, denominado **retención friccional**. Sin embargo, el aumento exagerado de la retención friccional va a dificultar la cementación de la restauración por la resistencia al escurrimiento del cemento, impidiendo su asentamiento final y, consecuentemente, causando el desajuste oclusal y cervical de la restauración.

La **estabilidad** se define como la capacidad de la preparación de oponerse a la movilización de la restauración en presencia de fuerzas axiales y oblicuas en dirección apical, que pueden provocar la rotación de la restauración.

La retención y estabilidad se encuentran estrechamente relacionadas entre sí y dependen de los siguientes factores:

- **Extensión de la superficie dentaria preparada** – al aumentar esta extensión se aumenta la retención ya que el área de contacto es más amplia.
- **Grado de convergencia de las paredes axiales** – la retención de la corona disminuye a medida que aumenta la conicidad de la preparación. En la actualidad está considerada como válida una conicidad comprendida entre los 10 y 20 grados; claro está que a menor altura del pilar menor deberá ser la convergencia.
- **Rugosidad de la superficie dentaria preparada y de la superficie interna del producto**

Así mismo, el tallado debe ser ejecutado de manera que la restauración presente un espesor suficiente para el material a utilizar, lo que le brindara **rigidez estructural** para resistir las fuerzas masticatorias y no comprometer la estética ni el tejido periodontal.

La restauración puede sobrevivir en el entorno biológico de la cavidad oral únicamente si los márgenes están adaptados a la línea cavo superficial de la preparación. La configuración de dicha línea de terminación de la preparación dicta la forma y la masa del material restaurador en el margen.

La línea de terminación en hombro es la más recomendada para restauraciones totalmente cerámicas que no sean grabados ni cementadas adhesivamente a diente (Goodacre y colaboradores, 2001). Cualquier línea de terminación chamfer (Fig.1) o hombro (Fig. 2) pueden ser elegidas para coronas cementadas adhesivamente.

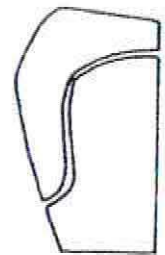


Figura 1:
Terminación
Cervical Chamfer

Cuando los sistemas CAD/CAM son utilizados, se requiere de un alto estándar de preparación puesto que factores como imperfecciones en la línea de terminación pueden ser incompletamente registradas por el escaneo, ya sea óptico o mecánico. Por ejemplo, un escáner con una punta de sonda redondeada no es capaz de reconocer picos o surcos (Sadan y

Hegenbarth, 1998), los cuales pueden ser fácilmente compensados en la técnica convencional de la cera perdida. Las coronas totalmente cerámicas requieren de una preparación particularmente minuciosa debido a las propiedades de los materiales. Una profundidad mínima de la preparación, dependiendo del sistema, contornos suaves, y la ausencia de ángulos agudos caracterizan el diseño de preparación perfecto.

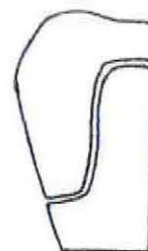


Figura 2:
terminación
Cervical Hombro

La creación de una línea de terminación bien definida es el principal desafío en la preparación dentaria (Bass y Kafalias, 1989; Seymor y Colaboradores, 1996). Para estandarizar las preparaciones dentarias y optimizar la calidad marginal, con un enfoque especial en los sistemas totalmente cerámicos y/o los sistemas CAD/CAM, se ha incorporado la idea de añadir un pin guía a las fresas de diamante para mejorar la preparación marginal.

El **ajuste marginal** es un criterio esencial al momento de evaluar la calidad de una restauración y el éxito clínico referido a la longevidad. La adaptación marginal tiene una gran importancia clínica, ya que desajustes a este nivel son los responsables de una serie de alteraciones que van a desembocar, con el paso del tiempo en la disolución del cemento, microfiltración, aumento de retención de placa y caries secundarias, lo que conducirá al fracaso del tratamiento.

Sin embargo, los puntos de referencia para medirlo y la terminología descriptiva para definir "ajuste" varían considerablemente entre los investigadores. A menudo el mismo término es utilizado para referirse a diferentes medidas. Esto significa una constante fuente de confusión cuando se comparan diferentes estudios (Holmes y colaboradores, 1989; Lin y colaboradores, 1998).

Resulta imposible describir el espacio marginal con una definición única (Groten y cols., 2000). Dentro de las definiciones encontradas en la literatura científica podemos mencionar:

Ajuste o sellado marginal, exactitud con la que encaja una restauración de prótesis fija sobre una línea de terminación, previamente tallada en la porción cervical de la corona dentaria, mediante un instrumento rotatorio diamantado de alta velocidad (Gascón y cols., 1990; Sola y cols., 1993).

Varios autores señalan que el **Gap marginal** puede considerarse como la dimensión vertical desde la línea de terminación y el margen cervical de la restauración (Kokubo y cols., 2005; Sulaiman y cols., 1997; Weaver y cols., 1991; Grey y colaboradores, 1993; Pera y cols., 1994; Rinke y cols., 1995; May, 1998; Coll y Karlsson, 2004).

Suárez y colaboradores definen **Gap marginal** como la distancia más corta desde el núcleo a la superficie del troquel (Suárez y cols., 2003).

Holmes y colaboradores analizan en su artículo algunas consideraciones de las medidas de ajuste marginal y definen este término como (Holmes y cols., 1989):

- **Desajuste interno:** La medida perpendicular desde la superficie interna de la restauración a la pared axial de la preparación.
- **Desajuste marginal:** La distancia perpendicular entre la restauración y la preparación a nivel del margen.
- **Discrepancia marginal vertical:** El desajuste marginal vertical medido paralelo a la vía de inserción de la restauración.
- **Discrepancia marginal horizontal:** El desajuste marginal horizontal medido paralelo a la vía de inserción de la restauración.
- **Margen sobre-contorneado:** La distancia perpendicular desde el desajuste marginal al margen de la restauración, es decir la distancia que rebase la restauración a la línea de terminación.
- **Margen infra-contorneado:** Es la distancia perpendicular desde el ajuste marginal al ángulo cavo superficial del diente. En este caso el diente sobrepasa a la restauración.
- **Discrepancia marginal absoluta:** La combinación angular del desajuste marginal y el sobre-contorneado o infra-contorneado.

El ajuste perfecto ocurrirá cuando el margen de la restauración y el ángulo cavo superficial del diente coincidan.

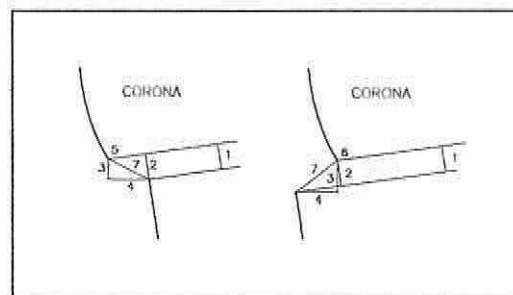


Fig. 3 Desajuste marginal. (Modificado de Holmes y cols.). 1= Desajuste interno; 2= Desajuste marginal o externo; 3= Desajuste vertical; 4= Desajuste horizontal; 5= Margen sobre-contorneado; 6= Margen Infra-contorneado; 7= Discrepancia marginal absoluta.

Estos autores llegaron a la conclusión que la mejor alternativa de medición era la **discrepancia marginal absoluta**, definida como la distancia lineal desde el borde cavo superficial (línea de terminación de la preparación) al margen de la restauración y reflejan el desajuste total de la corona en sentido vertical y horizontal.

A pesar de esto, muchos de los autores citan en sus publicaciones las definiciones postuladas por Holmes y Colaboradores, en donde aparece el término de **desajuste marginal**. Holmes resalto la gran variedad de definiciones que existían para Gap marginal, y destaco que en todos los trabajos existían diferentes puntos de medición, lo que hacía difícil la comparación de los resultados de dichos trabajos (Holmes y cols., 1989) (Fig. 3).

Actualmente, no disponemos de un consenso sobre el tamaño de interfase aceptable desde el punto de vista clínico, ya que en la adaptación final de una prótesis fija influyen múltiples variables entre las que cabe señalar: la preparación dentaria, la técnica de confección de la restauración, la selección del agente cementante y la técnica de cementado.

1.2 Cementación en Prótesis Libre de Metal

La adhesión de las cerámicas libres de metal a la estructura dentaria se realiza normalmente con cementos resinosos asociados a los sistemas adhesivos. Los cementos resinosos son recomendados porque son más resistentes, estéticos, compatibles con los agentes adhesivos y presentan baja solubilidad (Alves Cardoso y cols., 2003).

De acuerdo con Bottino, los materiales restauradores metal-free pueden ser cementados con los cementos tradicionales (fosfato de zinc y ionómero vítreo) (Bottino, 2001).

Un agente de cementación debería presentar un conjunto de características para que pudiese ser considerado un agente ideal. Podemos citar: biocompatibilidad, buena adhesión entre diferentes estructuras, adecuado espesor de película y viscosidad, insolubilidad frente a los fluidos orales, propiedades bactericidas, resistencia a rupturas para prevenir el desplazamiento como resultado de fallos adhesivos o cohesivos, sellado marginal adecuado, alta resistencia a la tracción y a la compresión, tiempos adecuados de trabajo y fraguado, radiopacidad y buenas propiedades ópticas.

La técnica de cementación de las restauraciones adhesivas es considerada uno de los momentos más críticos del trabajo, pues es compleja, sensible y presenta tiempos limitados de trabajo.

Con la evolución de los cementos resinosos, no existe en el mercado un material ideal, lo que hace necesario conocer cada uno en detalle, así como sus indicaciones, limitaciones y técnica precisa para su aplicación (Alves Cardoso y cols., 2003).

En cuanto a las indicaciones de cementación para las restauraciones libres de metal fabricadas con los sistemas CAD/CAM, Usun sugiere que se sigan las especificadas por cada sistemas (Usun, 2008).

1.3 Clasificación de los Sistemas Libres de Metal

Los sistemas totalmente cerámicos pueden clasificarse de diversas maneras, una de ellas es bajo el criterio del sistema de procesamiento de las mismas

Clasificación de las porcelanas atendiendo al criterio del sistema de procesamiento					
Clasificación por el sistema de procesado	Nombre comercial	Presentación	Técnica	De colores	Recubierta superficial mediante otra porcelana
Convencional	-Optec -Duceram	Polvo + lechada	Capas sobre troquel	Diversos	No precisa
Colada / Prensada	-Dicor (MICA) -Empress I (Leucita) -OPS Leucita -Finesse Leucita -VitaPress Leucita	Pastillas: lingotes sólidos	Cera Perdida	Único	Porcelana feldespática
Torneada / Prensada	-Empress II (DI silicato de litio) -In ceram Alumina a. Zirconio / Zirconio b. Spinel Aluminato de Magnesio c. Celay Alumina -Vision Esthetic Leucita -Cergogold Leucita -OPC 3G Di . Silicato de litio -Finesse Leucita -Procera Alleceram Alumina a. Procera All Zircon zirconio -Cerec 1,2,3 Leucita -Cercon Zircono -Techceram Alúmina -Lava Zirconio	Lingotes Cerámicos	CAD/CAM	diversos	Porcelanas compatibles
Infiltrada	In Ceram	Polvo: sustrato poroso y vidrio infiltrado			Porcelana feldespática

2. SISTEMA CAD / CAM EN ODONTOLOGÍA

CAD/CAM significa Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing, lo cual comprende dos partes: el diseño asistido por computación (CAD) y la realización de la restauración por parte de una máquina (CAM).

Los sistemas CAD/CAM consisten en tres componentes:

1. Un **escáner**, herramienta de digitalización que transforma la geometría en información digital que puede ser procesada por el computador.
2. Un **software**, que procesa la información y, dependiendo de la aplicación, produce un set de datos para ser fabricados.
3. Una **tecnología de producción**, que transforma el set de datos en el producto deseado.

2.1 Conceptos de producción CAD/CAM en odontología

Dependiendo de la localización de los componentes del sistema CAD/CAM, existen disponibles tres conceptos de producción diferentes:

1. **Producción tipo Chairside** – todos los componentes del sistema CAD/CAM están localizados en el sillón dental. La fabricación de la restauración puede realizarse en la consulta sin la intervención del laboratorio. El instrumento de digitalización es una cámara intraoral, la cual reemplaza la impresión convencional en la mayoría de las situaciones clínicas. Esto ahorra tiempo y le ofrece a los pacientes restauraciones en una sola cita. Hasta el momento, el único sistema que ofrece esta ventaja es el sistema CEREC (Beuer y cols., 2008).
2. **Producción en el laboratorio** – esta variación en la producción es el equivalente de la secuencia tradicional de trabajo entre el dentista y el laboratorio. El dentista envía una impresión al laboratorio en donde primero se fabrica un modelo maestro. El resto de los pasos de producción CAD/CAM se realizan completamente en el laboratorio. Con la asistencia de un escáner, se produce la información tridimensional a partir del modelo maestro. Esta información es luego procesada por un software de diseño dental. Luego del procesamiento CAD, la información es enviada a un dispositivo especial de fresado que produce la geometría real en el laboratorio dental. Finalmente, el ajuste exacto de la subestructura puede ser evaluada y, si es necesario, corregida en base al modelo maestro.
3. **Producción centralizada** – en esta variación, es posible que escáneres satelitales en el laboratorio dental estén conectados con un centro de producción vía Internet. La información producida en el laboratorio dental es enviada a un centro de producción para la elaboración de una restauración mediante un equipo CAD/CAM. (Beuer y cols., 2008).

2.2 Ventajas

- **Elimina la necesidad de obtener impresiones (algunos sistemas).** Dado que algunos de estos sistemas son de lectura óptica, una cámara intraoral escanea el diente preparado, evitando la necesidad de obtener una impresión.
- **El propio odontólogo puede fabricar la restauración (algunos sistemas).** Con los sistemas tipo chairside, no es necesario recurrir a un laboratorio dental.
- **Restauraciones en una sola sesión (algunos sistemas).** Con los sistemas tipo chairside es posible fabricar la restauración en menos de 1 hora.
- **Materiales alternativos.** Todos los sistemas CAD/CAM utilizan una tecnología de fresado; el odontólogo no se tiene que limitar a los materiales colables.

2.3 Inconvenientes

- **Precio.** Los sistemas para consultorios dentales son muy caros. Las restauraciones fabricadas con sistemas para laboratorios dentales tienen costos comparables a los de las restauraciones convencionales.
- **Tecnología en fase de introducción.** Todavía quedan muchos años para que se generalice el uso de estos sistemas.
- **Limitaciones en restauraciones de unidades múltiples.** El uso de estructuras cerámicas de varias unidades está iniciándose y no existen revisiones adecuadas en la literatura.
- **Imposibilidad de caracterización de los tonos dentales.** Los sistemas de fabricación de restauraciones cerámicas utilizan bloques de cerámica monocromática que solo se fabrican en un número limitado de tonos (sistema de una capa). Algunos sistemas permiten obviar este problema mediante la fabricación de un casquete cerámico, al que un técnico de laboratorio tiene que añadir las capas exteriores de porcelana (sistema de doble capa). Otros sistemas simplemente obligan a la coloración individualizada de la restauración final.
- **Imposibilidad de obtener buenas imágenes en un entorno húmedo.** Los sistemas ópticos de adquisición de imágenes no pueden obtener una imagen exacta cuando hay mucha saliva, agua o sangre. Los sistemas que utilizan impresiones tienen limitaciones similares; no obstante, los materiales de impresión hidrófilos permiten obviar esta limitación.
- **Incompatibilidad con otros sistemas de imagen.**

2.4 Procedimiento

En general, los pasos que siguen los sistemas CAD/CAM son: escaneo, diseño por software y tallado o manufactura.

- **Escaneo**

El proceso de escaneo genera un modelo tridimensional virtual para poder diseñar la restauración en computadora mediante un software. Este proceso difiere notablemente entre los sistemas CAD/CAM comercialmente disponibles y puede realizarse de 4 maneras:

- Escaneo directo en boca mediante una cámara intraoral
- Escaneo en laboratorio, en base a un modelo de trabajo mediante un escáner mecánico
- Escaneo de laboratorio, en base a un modelo de trabajo mediante un escáner láser
- Escaneo en laboratorio, en base a un modelo de trabajo mediante un escáner óptico o de luz

- **Diseño por Software**

Con el modelo virtual se procede a diseñar en el software la restauración. Dependiendo de este, se pueden diseñar copias o también restauraciones completas, así como revisar parámetros oclusales de las restauraciones. Existen algunos sistemas que necesitan escanear a partir de un patrón confeccionado en cera o resina. En este caso, el software es más simple y se comporta más bien como un pantógrafo que transmite directamente lo escaneado a la maquina talladora. Este software actúa como sistema de control.

- **Tallado o Manufactura**

En líneas generales, el diseño se traspa a la maquina talladora la cual mediante fresas o discos realiza los desgastes sobre un bloque de material elegido. Este abordaje, en donde el material es removido para crear una forma deseada, es conocido como método substractivo, el material es sustraído del bloque para dejar una forma deseada (restauración).

Los sistemas CAD/CAM no solo son utilizados para confeccionar restauraciones dentales, sino que también son usados para otros fines. Un sistema utiliza la estereolitografía para producir componentes dentales en 3D a partir de acrílico. Así mismo, los sistemas CAD/CAM han sido utilizados para fabricar férulas oclusales tridimensionales, guías quirúrgicas para guiar la colocación de implantes dentales y modelos de trabajo que permiten la instalación protésica inmediatamente después de la colocación de los implantes. Estos sistemas utilizan la información capturada por una tomografía computarizada en conjunto con un software CAD para determinar la localización ideal de la restauración, y la tecnología CAM se encarga de generar las guías y los modelos de trabajo (Uzun, 2008).

2.5 Clasificación de los Sistemas CAD/CAM

Entre los sistemas que existen en el mercado, agrupados de acuerdo al tipo de escáner, los más conocidos son:

- **Escáner mecánico:**
 CELAY (Mikrona technology Inc., Spreitenbach, Suiza)
 PROCERA (Nobel Biocare Ltd, Suecia/USA)
- **Escáner intraoral:**
 CEREC 3 (Sirona Dental System Ltd, Bensheim, Alemania)
- **Escáner laser:**
 PROCERA (Nobel Biocare Ltd, Suecia)
 DCS-President (DCS Dental Inc.)
 Cercon smart ceramics (Degussa Dental Ltd. & Co., Hanau, Alemania)
 Etkon (Etkon Inc. Grafelfing, Alemania)
 Decim (DECIM AB, Skelleftea, Suecia)
 WOL-CERAM (WDT-Wolz-Dental-Technik Ltd. Ludwigshafen, Alemania)
 CEREC-inLab (Sirona Dental System Ltd, Bensheim, Alemania)
- **Escáner óptico o de luz:**
 Everest (KaVo Ltd. Leutkirch, Alemania)
 Lava (3M ESPE dental INC Seefeld, Alemania)
 PRO 50 (CYNOVADSM, Montreal, Canadá)

2.6 Materiales

Los materiales fabricados para ser utilizados por los sistemas CAD/CAM deben tener la capacidad de ser fresados rápidamente, deben ser capaces de resistir daños durante el mecanizado y deben tener la cualidad de ser terminados rápidamente (pulidos o glaseados) antes de la colocación. Entre los materiales utilizados por los sistemas CAD/CAM, con los cuales es posible confeccionar subestructuras o restauraciones protésicas parciales o totales en prótesis fija se encuentran:

Metales – El metal mayormente utilizado para los sistemas CAD/CAM es el titanio. Este es fácilmente fresable y representa la alternativa más interesante para la subestructura en cerámica, tanto por las características de biocompatibilidad y de ligereza, debido al bajo peso específico como a su baja conductividad térmica.

Polímeros – Entre los polímeros se han propuesto bloques fresables de resina compuesta convencional como el Paradigm MZ100 (3M ESPE) o más recientemente una resina termoplástica reforzada en fibras de vidrio. El polímero más utilizado es una poliamida reforzada con fibras fraccionadas para la realización de subestructuras de prótesis provisionales de duración media/larga.

Cerámica – Una gran parte de las restauraciones protésicas CAD/CAM son realizadas en materiales cerámicos. Entre estos, los más difundidos son las cerámicas con base en óxido de aluminio, las vitrocerámicas con base en silicato de litio o bien, reforzadas con leucita.

Las distintas cerámicas aluminosas, sea en forma pre-sinterizada como ya sinterizada, y vitrocerámicas con base en leucita o disilicato de silicio son producidas industrialmente en placas o bloques con sistemas de anclaje adaptables a las distintas cámaras de fresado, con morfología y dimensiones específicas para los distintos sistemas de acuerdo con las dimensiones de la prótesis a realizar.

Zirconio – El zirconio estabilizado parcialmente con óxido de itrio tiene propiedades mecánicas tales como: estabilidad química y dimensional, alta resistencia mecánica y a la fractura (Aboushelib y Colaboradores, 2005). Los casquetes tienen una radiopacidad comparable con la del metal, lo que mejora la evaluación radiográfica de la integridad marginal (Raigrodski, 2004).

2.6.1 Bloques Cerámicos para CAD/CAM

VITA BLOCS

Tabla 1: Resumen de Bloques cerámicos VITABLOCS, indicaciones y características

MATERIAL	COMPONENTE	CARACTERISTICAS	INDICACION	REQUISITO DEL SISTEMA
Vitablocs Mark II	Cerámica monocromática de feldespato	Caracterización extrínseca. Dureza de hasta 160 MPa. Desgaste similar al esmalte.	Inlays y Onlays Carillas Coronas anteriores y posteriores	CEREC InLab MC XL Kavø Everest
Vitabloc TriLuxe	Cerámica feldespática	Consiste en 3 capas de cerámica, los cuales representan 3 grados diferentes de saturación y translucencia (esmalte, dentina y cuello).	Onlays Coronas anteriores y posteriores Carillas	CEREC InLab MC XL
Vitabloc TriLuxe Forte	Cerámica feldespática	Comprende cuatro capas de sombra intensa	Coronas anteriores y posteriores Onlays y Carillas	CEREC InLab
VITA inVizion AllCeramics	Casquetes cerámico YZ de la VITA con VITAVM9 como material de recubrimiento	Bajo desgaste de porcelana Capas de porcelana incrementan la translucidez Adecuado para los casquetes Alta resistencia a la fractura	Coronas unitarias Puentes anteriores y posteriores	CEREC InLab MC XL
Vitablock Esthetic Line	Cerámica Feldespática	Alto grado de translucidez Ideal para pacientes con un bajo nivel de croma.	Coronas anteriores Carillas	CEREC InLab MC XL

VITA IN CERAM**Tabla 2: Resumen Bloques VITA In-Ceram, Indicaciones y Características**

MATERIAL	INDICACION	CARACTERISTICA
VITA In-Ceram SPINELL	Coronas anteriores	Translucidez elevada. Especial para muñones vitales y pacientes jóvenes. Resistencia a la fractura de 380 Mpa.
VITA In-Ceram ALUMINA	Coronas anteriores y posteriores Puentes de hasta 3 unidades	Alta estética y resistencia a la fractura de 450 Mpa.
VITA In-Ceram ZIRCONIA	Coronas y puentes posteriores	Alto poder enmascarador por lo que es ideal para muñones muy decolorados. Resistencia a la fractura de 800 Mpa.
VITA In-Ceram AL (óxido de zirconio)	Coronas y puentes anteriores hasta de 3 piezas	Alta resistencia a la corrosión y biocompatibilidad.
VITA In-Ceram YZ (óxido de zirconio)	Estructuras delgadas y coronas altamente resistentes, puentes anteriores y posteriores de varias piezas.	Alta resistencia (>900 Mpa) y alta resistencia a la fractura. Es fresada con un tamaño aumentado del 25% que luego sufre contracción durante la cocción. Ajuste preciso.
VITA In-Ceram YZ precolorados	Coronas y puentes	Reducido tiempo de confección. Coloración homogénea.

IVOCLAR

IPS e.max es un sistema totalmente cerámico que está compuesto de 5 componentes:

- IPS e.max Press (Cerámica de disilicato de litio - Lingote para la técnica de inyección)
- IPS e.max ZirPress (Cerámica de fluorapatita – lingote para la técnica inyectada)
- IPS e.max CAD (Cerámica de disilicato de litio – bloques técnica CAD/CAM)
- IPS e.max ZirCAD (Óxido de Zirconio – bloque técnica CAD/CAM)
- IPS e.max Ceram (Cerámica de fluorapatita para carillas)

3M**PARADIGM MZ100**

Está hecho a partir del material de restauración Z100, un composite universal, aunque dentro de su composición presenta 84% de cerámica en una matriz de resina (Z100). Los bloques 3M ESPE Paradigm™ MZ 100 son indicados para inlays, onlays, coronas y carillas. Estos bloques presentan alta resistencia y dureza, bajo desgaste, no necesitan cocción ni glaseado.

PARADIGM C

Los bloques 3M ESPE Paradigm™ C están hechos de un material de cerámica de vidrio reforzada con leucita. Los bloques 3M ESPE Paradigm™ C son adecuados para las siguientes indicaciones: Inlays, onlays, coronas y veneers.

3. PROCERA (NOBEL BIOCARE) Especificaciones Técnicas y Procedimientos Clínicos de Laboratorio

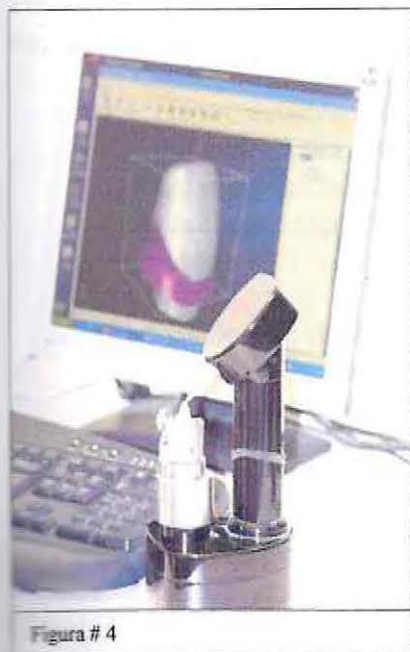


Figura # 4

El sistema Procera consiste en una tecnología, para el área odontológica, que utiliza un programa computarizado para la producción industrial de coronas, carillas, pilares y prótesis parciales fijas, sustituyendo el proceso convencional de cera perdida (Miyashita y Salazar, 2005). Este sistema fue inicialmente desarrollado por el Dr. Matts Andersson, en 1981, en Suecia, y se trató al primer paciente en 1985. (Fig. 4)

El principio básico de este sistema es la lectura de un troquel de yeso o matriz de un encerado mediante un escáner de contacto.

El laboratorio local realiza el escaneo para luego enviar la información vía modem a los Centros de Producción Procera para la fabricación de las restauraciones, salvo en el caso de estructuras para rehabilitación con implantes (Procera All in One), para las cuales se debe enviar el modelo al Centro de Producción para su escaneo con láser.

3.1 Restauraciones Procera

Actualmente el sistema Procera permite la confección de diferentes trabajos con distintas indicaciones:

- **Procera Titanio** – pilar protésico individualizado y estructuras en monobloque individualizadas en titanio para confección de prótesis parciales o totales fijas sobre implantes.
- **Procera Alúmina** – infraestructuras de alúmina sinterizada para confección de coronas unitarias, carillas laminadas, prótesis parciales fijas hasta de 3 elementos y pilares protésicos individualizados sobre implantes.
- **Procera Circonio** – infraestructura de circonio para confección de coronas unitarias y pilares protésicos individualizados.

3.1.1 Procera Titanio

El titanio es un metal que presenta dificultad de fundición debido a la facilidad de absorción de gases y a la alta reactividad química cuando es sometido a altas temperaturas. Debido a estas características, otros dos métodos de manufactura fueron creados: fresado por duplicación y electro-erosión.

- La electro-erosión ha sido utilizada en odontología para la confección de encajes y componentes para prótesis parciales removibles. Este proceso de desgaste por chispas utiliza electricidad en altos voltajes, generados en intervalos periódicos, capaces de calentar una superficie metálica promoviendo cortes de exactitud de 0,001mm en microsegundos.
- El fresado por duplicación es capaz de obtener una estructura de titanio a partir de un bloque sólido que, posteriormente, recibe un acabado cerámico de baja fusión. El recubrimiento cerámico de baja fusión para titanio se ha mostrado satisfactorio en cuanto a la estabilidad de color, textura superficial, resistencia a la flexión y solubilidad química.

Con la viabilidad de la utilización de la soldadura a láser para unión de piezas de titanio, esta misma técnica pudo ser utilizada para la confección de prótesis parciales fijas con el sistema Procera. Como el calor generado por la soldadura a láser es muy localizado, el riesgo de distorsión es prácticamente inexistente.

Procera también tiene aplicaciones en la rehabilitación de implantes oseointegrados, como es la confección de *Pilares Procera Titanio* y *Procera Titanio Implant Bridge*.

3.1.2 Procera Alúmina (AllCeram)

Andersson y Oden, en conjunto con Nobel Biocare y Sandvik Hard Materials, desarrollaron el sistema Procera AllCeram (Andersson y Oden, 1993). Este sistema está indicado para la confección de coronas totalmente cerámicas, restauraciones de dientes unitarios en el sector anterior y en regiones posteriores. Además es posible crear superestructuras libres de metal sobre aditamentos de IOI y también para confeccionar los mismos.

Usando el diseño y mecanizado asistido por ordenador (CAD/CAM) es posible confeccionar estructuras de óxido de aluminio densamente sinterizado y puro. El óxido de aluminio usado para los casquetes de Procera cumple con ISO 6474 para la densidad, tamaño del grano, y dureza flexural. Este material se caracteriza por una alta dureza y una excelente biocompatibilidad.

Para el sistema Procera Allceram, se creó un escáner especial, con estándar industrial compatible con una computadora personal IBM (Procesador Pentium mayor o igual que 150 MHz y con una memoria mayor o igual que 128MB y con sistema operativo Windows). Es necesario un monitor a color y un MODEM para transferir la información obtenida del escaneado hasta la estación de trabajo en Suecia.

La punta del escáner presenta un lector de zafiro que es capaz de leer la forma de la preparación del troquel de yeso usando una mínima presión; en donde todo el proceso de lectura solo dura de 3 a 5 minutos.

La corona Procera Alúmina está constituida por un casquete de óxido de aluminio puro, densamente sinterizado, que posteriormente recibe una cobertura con una porcelana de baja fusión, desarrollada especialmente para este proceso. La unión de la cobertura cerámica con el casquete tiene como resultado una excelente resistencia. Esta porcelana de cobertura es unida químicamente a la alúmina densamente sinterizada por uniones iónicas y covalentes.

Las propiedades intrínsecas de la alúmina proporcionan características clínicas superiores como alta resistencia, translucidez, facilidad de cementación y biocompatibilidad.

La cantidad de alúmina presente en el casquete es del 99,9%, fabricada a una temperatura de fusión de 2.050 grados centígrados, confiriéndole la mayor resistencia de todas las coronas totalmente cerámicas utilizadas en la odontología, con cerca de 687 MPa de resistencia a la flexión biaxial, lo que proporciona resultados clínicos positivos en la reposición de dientes anteriores y posteriores.

Para la confección de la corona Procera Alúmina, el casquete está disponible en dos grosores diferentes: 0,4 mm y 0,6 mm. El grosor del casquete afecta la resistencia y sus propiedades ópticas. La misma está relacionada con la translucidez, donde los materiales más gruesos se presentan más opacos.

El casquete de 0,6 mm está indicado para confección de coronas unitarias en todas las regiones de la boca, mientras que el de 0,4 mm está indicado para reposición de incisivos, caninos y premolares, estando disponible en los colores blancos y translucido. Cuando existe la necesidad de enmascarar los núcleos o los dientes oscurecidos, está indicada la utilización del casquete de 0,6 mm semitranslúcido.

Para evitar una posible fractura de la cobertura de porcelana sin apoyo sobre las coronas Procera o pilares Procera, se desarrolló una técnica para la confección de un casquete cerámico diseñado individualmente. Este proceso fue inicialmente descrito por Razzog y colaboradores, en la confección del casquete individualizado sobre pilares CeraOne (Nobel Biocare) (Razzog y cols., 1997).

Las restauraciones cerámicas, en general, reciben internamente un tratamiento con ácido hidrofúorhídrico al 10% previo a la cementación. Sin embargo, en las restauraciones con gran cantidad de alúmina, este tipo de tratamiento tiene un mínimo efecto, pues la alúmina presente en este tipo de porcelana aumenta la resistencia del material mientras torna la restauración más resistente a ataques químicos.

Un aspecto importante es el tratamiento de superficie de estas coronas. A la superficie interna de las coronas Procera AllCeram no se les realiza un tratamiento de superficie durante su elaboración, pero se ha comprobado que presentan cierta rugosidad, la cual es creada durante la compresión de la alúmina sobre el troquel y durante el proceso de sinterización. Se preconiza

para estos materiales un tratamiento a base de chorro con óxido de aluminio de 50 micras con 2 bar de presión por 15 segundos y posteriormente una limpieza en ultrasonido con agua destilada por 10 minutos. Este método de tratamiento ha sido efectivo en la preparación de coronas Procera Alúmina, pues promueve microrretenciones en la superficie interna aumentando la superficie de contacto para la cementación, que influye en la retención micromecánica de un agente cementante resinoso con un proceso de bonding/silanización (Blatz y cols., 2003).

Deben ser seguidos los procedimientos convencionales de cementación, sean ellos realizados con cemento a base de fosfato de zinc, ionómero de vidrio o cemento resinoso.

Procedimientos Clínicos

a. Preparación del diente

En el caso del sistema Procera AllCeram, el margen de la preparación solo puede ser chamfer por los movimientos rotatorios del escáner y por las dimensiones de la punta de la bola de zafiro del escáner (Otto y Lauer, 2000). Una terminación cervical tipo chamfer, con contornos redondeados y suaves, en especial una línea continua, sin ángulos ni aristas producirá un buen ajuste del casquete.

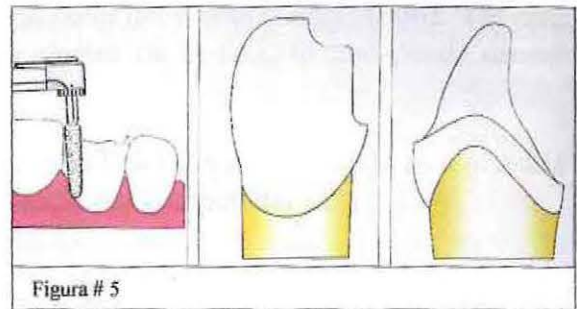


Figura # 5

La línea de terminación interna de la preparación debe dar vuelta, en especial en el borde de la preparación del chamfer, con una profundidad de 0,8 a 1,0 mm. La reducción axial de 1,0 a 1,2 mm es suficiente; se recomienda una reducción oclusal o incisal de 2,0 mm para lograr requerimientos tanto estéticos como funcionales (Otto y Lauer, 1996). Para evitar que la preparación induzca al trauma, Robbach postula que se debe guardar la distancia de 1,0mm, pero nunca menos de 0,7 mm desde la cámara pulpar.

Las cajas proximales o surcos deben ser evitados, sin embargo, concavidades interproximales que proporcionan una forma de resistencia pueden ser utilizados en premolares y molares, si es que tienen ángulos redondeados, para permitir el deslizamiento de la punta de la sonda del escáner.

Para un correcto contorno externo de la preparación, se debe seguir la morfología del diente no preparado. Para coronas del sector anterior, la superficie vestibular debe ser preparada en dos planos. La suficiente reducción de tejido duro de la porción palatina, con fresa de diamante en forma de llama, preserva la forma de la concavidad palatina y del tubérculo permitiendo la creación de una correcta guía anterior (Fig.5).

Como para cualquier diseño de preparación, las fresas ultra finas de diamante o de carburo de tungsteno son los instrumentos de elección para la reducción final del diente y el alisado de los márgenes.

Reconstrucción del diente vital

La reconstrucción de un diente vital debe ser biocompatible y exhibir adhesión a la dentina, así como presentar un alto grado de dureza terminal para facilitar la preparación. Para todas las restauraciones cerámicas, y por lo tanto para el sistema Procera Allceram, el material de reconstrucción debe aproximarse al color de la dentina para obtener buenos resultados estéticos.

Reconstrucción de diente desvital

Un diente no vital severamente comprometido usualmente requiere de una restauración que se retenga dentro de la raíz por medio de un poste y un muñón. Cuando usamos el sistema Procera Allceram, el poste-muñón metálico puede afectar adversamente la apariencia estética de la corona. Es por esta razón que el poste muñón debe ser del mismo color del diente. Si el conducto radicular es inusualmente amplio, o presenta escalones, y presenta un periodonto fino, incluso la porción del poste radicular debe ser del mismo color del diente (Lauer, 1996). Por otra parte, es posible que el poste metálico pueda brillar dentro de la raíz, lo que puede causar cambios en el color del tejido gingival.

Una buena definición de la línea de terminación en el diente y en el modelo es registrada por el escáner y, finalmente, delineadas en el diseño asistido por computador.



Figura # 6

Una vez que la preparación ha concluido, se realiza la impresión de la preparación, que no requiere consideraciones especiales, y el modelo es fabricado convencionalmente. Cuando el modelo de trabajo y su antagonista han sido articulados y troquelado, se remueve el troquel y se procede a realizar el escaneado con el escáner Procera (Fig.6).

b. Diseño Asistido por computador

El Sistema Procera consta de una estación de diseño controlada por computadora en el laboratorio dental, el cual se une a través de un enlace de comunicación tipo módem para Procera Sandvik AB en Estocolmo, Suecia, donde se fabrica el casquete o núcleo.

En la estación de diseño un dispositivo de exploración, controlado por una computadora personal, realiza un mapeo de la superficie del troquel o réplica del diente preparado (Fig.7).

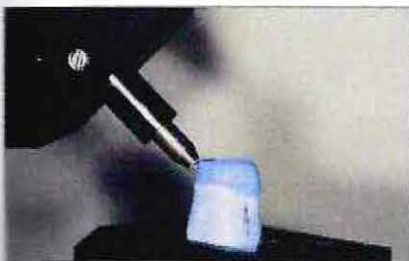


Figura # 7

Antes del comienzo del escaneo, se marca la línea de terminación en el troquel para definir claramente el alcance de la preparación.

El troquel es orientado verticalmente en el sujetador del troquel en el escáner Procera. Una bola de zafiro en la punta de la sonda del escáner es la que escanea la superficie del troquel,

la cual gira en torno a un eje vertical. Se produce una ligera presión de aproximadamente 20 g que mantiene la sonda en contacto con el troquel a medida que este gira.

Al rotar la plataforma, se recolectan los datos (puntos) que son adquiridos por cada giro alrededor de los 360° de la circunferencia del troquel. Durante cada rotación del troquel, la sonda automáticamente continúa elevándose cada 200 micras y forma otra línea de exploración que se lee por todo el contorno de la superficie del troquel, por lo tanto es capaz de describir el diente a través de la utilización de unos 50.000 valores medidos (Fig.8).

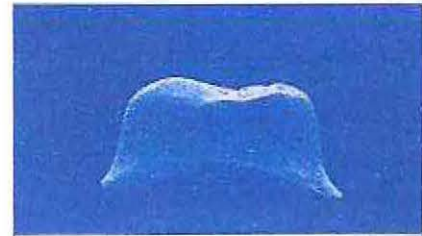


Figura # 8

Cuando se termina la exploración, los datos se ven en la pantalla del computador en su totalidad, definiendo la topografía a partir de líneas continuas y espacios vacíos sin interrupción, logrando un conjunto de datos (Fig. 9). Luego de evaluados los datos, se puede visualizar bidimensionalmente la preparación en la pantalla del computador y girarla de 5 a 10° alrededor del eje vertical de la matriz.

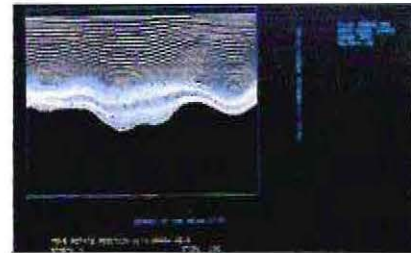


Figura # 9

Marcando la línea de terminación en las dos dimensiones, el siguiente paso es completar el diseño del núcleo. La mitad de la gráfica bidimensional, a partir de la posición de partida de la exploración (0 grados), se coloca en la pantalla y se amplía de modo que el margen de la preparación pueda distinguirse claramente. Cada 10 grados de rotación, se marca el borde del troquel o la línea de terminación, ya que posteriormente el operador a través de comandos del teclado y del software extrapolará cada segmento entre las marcas. La línea de terminación es luego perfeccionada por el operador, por lo que se debe repetir este proceso marcando el margen de 5° en incremento. Cuando el margen de la preparación se ha definido, se guarda en un archivo en la computadora para el diseño de la cofia.

El siguiente paso en el proceso de diseño es establecer el espesor del núcleo. Un defecto de 600 micras es habitual en el espesor del núcleo; sin embargo, para situaciones especiales, el operador puede optar por cambiar esta dimensión. El ángulo de emergencia del núcleo en el diente es seleccionada, y el espacio para el agente cementante se establece automáticamente por un algoritmo de la computadora (Fig.10 y 11). La próxima etapa es elegir el tipo de material para la confección del casquete, pudiendo ser circonio o alúmina.



Figura # 10



Figura # 11

El próximo paso es rellenar las informaciones del paciente y enviarlas vía internet a una de las fábricas de Procera. Cuando el diseño de la cofia se ha completado, el archivo se guarda en la computadora y está listo para ser enviado vía módem a la estación de producción (Procera Sandvik AB).

c) Manufactura del casquete o núcleo

La información digital recibida en la unidad de producción es analizada por un ordenador y, enseguida, dos troqueles son producidos. Uno es refractario, el cual es 23% mayor que el original, sobre el cual será compactada la alúmina bajo dos toneladas de presión y, enseguida, fresado a la espesura deseada. Minutos después, este troquel es llevado al horno a 500 grados centígrados, luego es removido el casquete del troquel y este es llevado a un segundo horno a 1.640 grados centígrados para su sinterización, donde el casquete se contrae un 23% del tamaño. (Fig. 12, 13, 14, 15, 16)



Figura # 12



Figura # 13

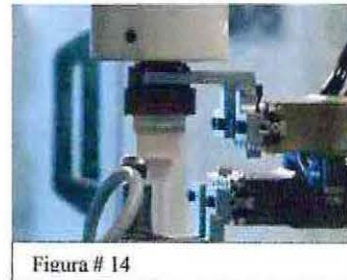


Figura # 14



Figura # 15



Figura # 16

Según Andersson y cols., el proceso de confección del casquete de alúmina toma en consideración la contracción aproximada del 23% que ocurre después de la sinterización de las moléculas de la alúmina (Andersson, 1998). Debido a este factor, el segundo troquel es primeramente reproducido un 23% mayor en toda su dimensión. El polvo de oxido de aluminio o circonio es aplicado sobre este troquel y posteriormente es sinterizado para alcanzar la densidad total. La forma exterior de la cofia es fresada, y el casquete es sinterizado a una completa densidad.

Saliendo de la producción, el casquete pasa por una prueba de adaptación marginal en el segundo troquel de PVC, se evalúa si el casquete está libre de microfracturas y si el color esta dentro del estándar. Todo el proceso, desde la hora que llega la información digital en la unidad de producción hasta la confección final del casquete, lleva solamente 5 horas. Si las informaciones son enviadas antes de las 12 horas (horario local en la unidad de producción), el

casquete o pilar es enviado en el mismo día para el laboratorio o clínica que envió el pedido. Si es un casquete de alúmina, debe ser utilizada cerámica aluminizada, pues tiene un coeficiente de expansión térmica de 7,0, mientras que los casquetes de zirconio tienen un coeficiente de expansión térmica de 9,0. Si en un casquete de alúmina es necesaria la retirada de la cerámica por algún error de color, el técnico podrá poner el casquete en una solución de ácido fluorhídrico en concentración del 70%. Pero esta técnica no puede ser aplicada en las estructuras de zirconio con el 99,0% pues son estabilizadas con itrio.

La cofia es examinada nuevamente por control de calidad y luego enviada por correo al laboratorio dental, donde es retirada por el clínico para que este realice la prueba del casquete o el ceramista finalice la restauración con la adición de cerámica de recubrimiento para crear la anatomía adecuada y cualidades estéticas.

d) Prueba del Casquete

El ajuste del casquete cerámico o de la corona es revisado mediante una sonda.

e) Adición de la Porcelana de recubrimiento

En determinadas situaciones, puede ser necesario adelgazar el casquete en áreas seleccionadas. Esto es posible, especialmente en la superficie vestibular hasta la línea de terminación a 0,3 o 0,4 mm para lograr un perfil de emergencia más estético.

Si la zona marginal requiere ser adelgazada, una fresa de diamante de grano mediano o fino puede ser utilizada con mucha refrigeración. Se debe tener mucho cuidado con esta etapa para reducir el riesgo de agrietamiento en la delgada zona marginal. La porcelana de recubrimiento especial (Nobel Rondo o porcelana AllCeram, Ducera), con un coeficiente de expansión térmica ajustada para que coincida con el de óxido de aluminio (7×10^{-6} um/ml), ha sido desarrollado para revestir el núcleo.

La alta fusión del óxido de aluminio (2.050°C) permite la mantención de la definición de los márgenes del núcleo cuando se añade a su superficie la cerámica de recubrimiento. La primera capa de porcelana de recubrimiento se aplica y se hornea a una temperatura de 910 ° C. Esta capa le da el color inicial a la corona, que es importante en la zona cervical.

La colocación de porcelana de dentina, incisal y transparente se lleva a cabo de acuerdo a la estructura de capas del diseño de los dientes. Caracterizaciones como mamelones, dentina secundaria y los contrastes se puede llevar a cabo con porcelanas más intensas.

Después que el glaseado ha sido completado, se realiza el pulido mecánico final con pasta diamantada. La restauración queda lista para ser probada, realizar los ajustes necesarios, si es necesario y luego la cementación.

3.1.3 NobelProcera Corona Circonio

La corona NobelProcera circonio posee una resistencia a la flexión de 1200 MPa. Estas coronas se pueden confeccionar en dos tipos de grosor de las cofias 0,4 mm para la zona estética y 0,6 mm de grosor para todas las indicaciones. Ya que se pueden fabricar cofias delgadas, es posible obtener mejores resultados estéticos (Fig. 17).



Figura # 17

NobelProcera Bridge Circonio

El puente *Procera Circonio* está indicado para la confección de prótesis fijas plurales de 2 a 4 elementos en cualquier región de la boca. Esta nueva estructura es desgastada de forma individualizada por el proceso CAD/CAM a partir de una pieza sólida de zirconio (cerámica que presenta la mayor resistencia existente en el mercado, 1.121 MPa), lo cual posibilita una combinación entre estética y resistencia.

3.2 Evolución de Escáneres Procera

NobelProcera Piccolo

Permite el escaneado para la confección de coronas unitarias, carillas y puentes. En este escáner la punta de zafiro fue sustituida por una punta de carburo con diámetro de 2,5mm. La finalidad de esta punta es realizar el barrido de la superficie del troquel o pilar y convertir la información obtenida en puntos tridimensionales. En aproximadamente cinco minutos, más de treinta mil puntos son registrados reproduciendo con alta fidelidad la forma y el contorno de la preparación dentaria o de un pilar sobre implante en la pantalla del ordenador. Después del procesamiento de estos datos, es posible, por medio de un programa específico, trabajar esas imágenes definiendo sus márgenes y estableciendo la espesura de la futura estructura protésica, garantizando de esta manera una mayor precisión en la adaptación.

(Fig. 18)

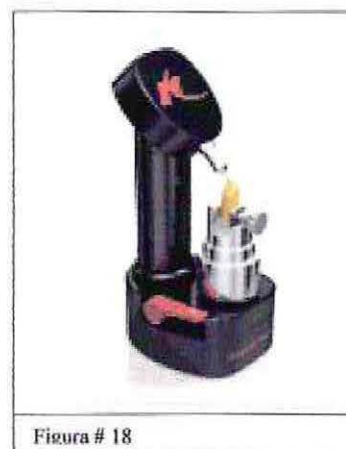


Figura # 18

NobelProcera Forte

Procera Forte es un escáner mecánico que ha sido optimizado para reconstrucciones de mayor tamaño ya que es capaz de escanear una arcada completa para la confección de Implant Bridge, puentes con márgenes en tejido blando, dientes adyacentes y registros de mordida. También puede escanear coronas, carillas, pilares y puentes largos para restauraciones de dientes e implantes. (Fig. 19)

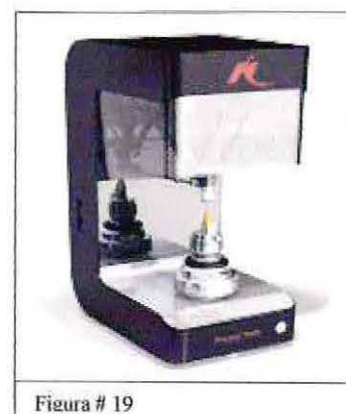


Figura # 19

Presenta un tiempo de producción corto (6 – 10 minutos en donde los datos obtenidos se transfieren a continuación al programa Procera CAD, en donde se termina el diseño antes de enviarlo al centro de producción. Este software permite realizar por ordenador el diseño de puentes de una sola pieza en 3D virtual antes de enviar el pedido al centro de producción de Nobel Biocare.

Nuevo Escáner NobelProcera

Este escáner presenta una moderna técnica de escaneado denominada holografía conoscópica. Esta técnica es superior a otras técnicas de escáner óptico tales como la triangulación, ya que los rayos proyectados y reflejados recorren la misma ruta lineal desde y hacia el objeto escaneado. Esta “colinealidad” permite realizar mediciones de ángulos pronunciados y cavidades profundas, como las que se encuentran en las impresiones dentales. (Fig. 20)

Con la Holografía Conoscópica se obtiene gran cantidad de información por cada punto medido. La precisión de los escaneados es, por lo tanto, muy alta y los tiempos se reducen.

Es por este escaneado colineal, que se pueden medir pendientes pronunciadas de hasta 85° , en comparación con la capacidad limitada de los escáneres de triangulación, de 40° a 60° . Además, con esta metodología, se puede escanear básicamente cualquier material, excepto materiales muy brillantes u objetos translúcidos de cera/acrílicos.

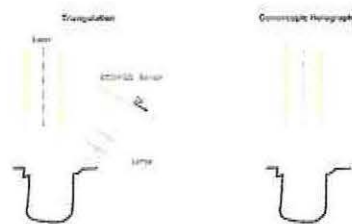


Figura # 20

Softwares Procera

NobelProcera Software 2.2

NobelProcera Software 2.2 dispone en la pantalla de inicio de acceso directo a la página de NobelProcera System. Esta área Web contiene un curso de formación online y vídeos para asegurar que pueda maximizar el rendimiento.

La función *Order Manager* se ha actualizado mejorando aún más todo el flujo de trabajo de NobelProcera Software.

Este software presenta un sistema de actualización automática ya que cada vez que se inicia el programa, comprueba qué versión está siendo utilizada e indica si hay alguna actualización disponible.

4. SISTEMA CEREC

Especificaciones Técnicas y Procedimientos Clínicos de Laboratorio

El sistema CEREC (CEramic REConstruction) fue desarrollado en 1980 por el dentista suizo, Werner Mormann y por el ingeniero italiano Marco Brandestini; y luego introducido en el mercado por Siemens en 1985. La primera restauración fabricada por el sistema CEREC fue un inlay, cementado adhesivamente el 19 de septiembre de 1985 en el Instituto Dental de la Universidad de Zurich. Se estima que hay aproximadamente más de 10,000 usuarios del sistema CAD-CAM siendo 7,000 del sistema CEREC con más de 8 millones de restauraciones cementadas (Christensen, 2001).

La evolución del sistema CEREC ha sido muy significativa en los últimos años, se han realizado modificaciones capaces de mejorar y facilitar la fabricación de las restauraciones. Se inició con el CEREC I y actualmente se desarrolla la tercera generación (CEREC III) con el software CEREC 3D, que ha provocado gran entusiasmo en los clínicos. El CEREC inLab, de uso en el laboratorio, se presenta como la gran revolución en los laboratorios de prótesis dental, modificando los modelos de trabajo y mejorando los resultados finales.

4.1 CEREC I



Figura # 21

El CEREC I fue la primera generación del sistema que revolucionó la Odontología moderna. Este utilizaba el software CEREC Operating System (COS, versión 1.0, 1985) que presentaba limitaciones gráficas, este fue sustituido en 1991 por el software COS 2.0 y COS 2.1. (Fig.21). Las tres unidades del sistema, captador óptico, ordenador y fresadora estaban agrupados en una única máquina. Había algunas desventajas, incluyendo el alto costo del equipo, monitor con pantalla blanco y negro con aumento de solo 8 veces y espacio de 50 micras para cada pixel usado en el diseño de la restauración. La deficiencia en capturar y visualizar la imagen dificultaba la realización del contorno y diseño de la restauración en el ordenador, produciendo menor fidelidad de contorno y adaptación.

Se le hicieron muchas críticas a este equipo, por el hecho de que la cámara fresadora presentaba solamente un disco diamantado, imposibilitando la realización de desgastes en la plataforma oclusal de la restauración durante la fabricación del bloque cerámico, necesitando de desgastes con puntas montadas diamantadas directamente en la boca del paciente. Con esta primera generación del sistema únicamente podían ser fabricadas restauraciones tipo inlay/onlay y limitados tipos de coronas.

4.2 CEREC II



Figura # 22

Más adelante fue introducido en el mercado europeo en octubre de 1994 la segunda generación del sistema, el CEREC II (Sirona Dental); esta recibió la aprobación de la FDA para ser comercializado en los EEUU en 1996. (Fig.22).

Esta nueva generación sufrió modificaciones tanto externas (design) como internas (software), permitiéndole al clínico diseñar y fresar una anatomía oclusal extrapolando los datos facilitados por el remanente dental y dientes adyacentes, para formar una superficie oclusal semejante a la preexistente en la dentición sana o diseñando y confeccionando una superficie oclusal compatible con la trayectoria funcional del paciente.

Esta mejora se debía al hecho de que la cámara fresadora presentaba un aumento en la capacidad del motor eléctrico fresador asociado a un disco diamantado de menor granulación (64 micras) y una punta montada, diamantada, cilíndrica, cambiabile con otras de formatos alternativos, aumentando la posibilidad de restauraciones fabricadas como inlay, onlay, coronas y carillas laminadas. (Fig. 23)



Figura # 23

La pantalla del monitor, ahora en colores, con aumento de 12 veces y espacio de 25 micras para cada pixel usado en el diseño, facilito el procedimiento de delimitación de los márgenes, mejorando la calidad de adaptación de las restauraciones. Los nuevos softwares (COS) estaban basados en líneas que definían el trazado de la configuración de la cavidad y el cálculo automático del tamaño de la restauración, pero la ejecución del trazado era de difícil visualización y definición del contorno.

4.3 CEREC III



Figura # 24

CEREC III, la tercera generación del sistema, fue lanzado al mercado en el año 2000, en este nuevo sistema la construcción y control del software fueron hechos por la plataforma de Windows NT (Microsoft) integrado a un ordenador (PC) y software (Fig.24).

Las nuevas tecnologías computacionales fueron adicionadas en esta tercera generación, facilitando mejor desempeño operacional, con resultados rápidos y de fácil uso por el operador, significando menor tiempo para el diseño del contorno de la restauración, para el almacenaje de datos y para la construcción de la superficie oclusal (Mormann y Bindl, 2000).

La unidad fresadora se encuentra separada del ordenador central y de la pantalla del diseño, teniendo dos puntas montadas diamantadas para el fresado, una cilíndrica y una tronco-cónica (Fig.25).

Los intercambios de información entre las dos unidades pueden ser realizadas por cable u onda de radio, lo que posibilita la colocación de las unidades en locales diferentes. De esa manera, mientras una restauración está siendo diseñada por el cirujano dentista, la otra puede ser fresada con acompañamiento del equipo auxiliar del consultorio.



Figura # 25

El elemento clave de esta tecnología es la captura óptica por infrarrojo, a través de una cámara como escáner topográfico óptico que captura la imagen, produce una señal eléctrica y genera datos en tres dimensiones (3D) en la pantalla de un computador. Estas informaciones son exhibidas en imágenes bidimensionales (eje X y Y). El tercer eje (Z) es numéricamente referido en el computador, donde el clínico utiliza el software para diseñar las características de la restauración a ser confeccionada (Lopresti y David, 1994). Además de la cámara intraoral hay un software (CEREC 3D) propio del sistema, instalado en un computador conectado a una máquina de fresado triaxial (CEREC SCAN).

La cámara intraoral sufrió cambios que mejoraron la captura y lectura de la imagen. Este procedimiento es llamado impresión óptica en analogía a la técnica de impresión física con el material para impresión. En el CEREC III se utiliza el método del principio de triangulación activa. La cámara proyecta un modelo lineal bajo un ángulo de triangulación en la preparación cavitaria y la imagen proyectada es registrada. Cuando las líneas proyectadas en la preparación son visualizadas, su curso ya no aparece. En esta fase las líneas no aparecen llanas, sino desplazadas localmente, dependiente de la profundidad de la preparación. El dispositivo de la cámara registra estos desplazamientos y el computador calcula la profundidad correspondiente de la preparación. La escala de profundidad en este procedimiento depende, entre otras cosas, del ángulo de triangulación.

En CEREC II, la cámara registraba valores de profundidad de la preparación de 6,4 mm, que podría ser ampliado a 14 mm. En el CEREC III, esta limitación fue solucionada con la doble triangulación, mediante la cual la triangulación de proyección de una impresión óptica es registrada con dos ángulos de triangulación separados permitiendo el registro de profundidad de 20 mm (Mormann y Bindl, 2000).

Otra característica importante presentada en esta generación es la unidad fresadora, con la presencia de un escáner laser (CEREC SCAN), que también puede ser utilizado para lectura de los preparados en un modelo de yeso, debidamente troquelizado y adaptado al equipo. Puede producir una o múltiples restauraciones en una única vez.

La reconstrucción o el diseño de la restauración puede ser hecho de dos maneras: banco de datos o correlación. El nuevo software permite estos diferentes modos de construcción según las exigencias de la situación clínica. (Fig. 26)

Utilizando el **banco de datos**, la altura cuspeada, el margen cervical y el contorno de la restauración son procesados después de comparar los datos obtenidos con la imagen capturada de la preparación y asociarlos a la anatomía del banco de datos del software. Las características anatómicas propuestas por el programa pueden ser alteradas por el operador, pero puede exigir mayor tiempo de diseño.

La **correlación** está indicada para carillas laminadas y restauraciones unitarias donde la reconstrucción de la superficie oclusal es extensa y detallada, facilitando el diseño y disminuyendo el tiempo de ajustes.

Consiste en la realización de dos impresiones ópticas: una antes de la preparación cavitaria y una después. Si se requiere cambiar la forma del diente o si este está con gran destrucción coronaria, es necesaria la realización del moldeado y encerado de diagnóstico para la realización de la “impresión óptica de la oclusión” del encerado. La principal dificultad que se presenta es obtener dos impresiones ópticas en la misma posición o cerca. Una pequeña variación es tolerable, pero si excede este límite, el software automáticamente muestra la falla de la correlación. Algunas formas pueden auxiliar la captura de la imagen en la misma posición, como uso de plantillas en material de moldeado de silicona en la consistencia masa.

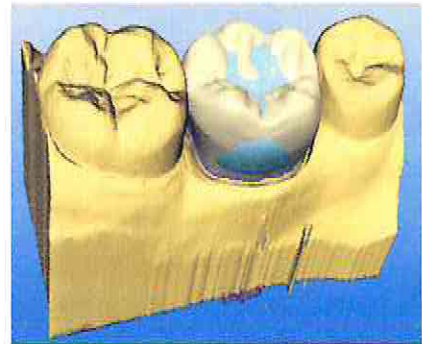


Figura # 26

4.3.1 CEREC 3D



Figura # 27

Este es el software de Sirona Dental Systems que se utiliza actualmente. Utiliza el mismo equipo de la generación CEREC III, presentando una serie de alteraciones y características que facilitan, todavía más, la confección de la restauración final (Schneider, 2003) (Fig. 27).

La función 3D permite girar la preparación y la imagen del diseño de la restauración en cualquier dirección para poder visualizarla de diferentes ángulos, pudiendo ver y reconocer detalles. Los dientes adyacentes pueden ser recortados y eliminados de la pantalla para facilitar la visualización de los detalles del punto de contacto y contorno proximal.

Con este software se logro reducir el tiempo de impresión óptica y existe la posibilidad de capturar varias imágenes de un mismo lugar para la selección posterior de la que presente la mejor calidad. La imagen seleccionada puede ser aproximada durante la delimitación de las líneas de la preparación, mejorando el contorno, la adaptación y posibilitando el diseño de más de una restauración con la impresión óptica de solamente una imagen.

Las funciones de yuxtaposición y sobreposición son herramientas que auxilian el registro de la superficie intacta del diente antes de la preparación. La captura del antagonista o del registro de mordida también puede ser usada, sobreponiendo su imagen sobre el diseño de la restauración final. Este paso sirve como parámetro durante la escultura de la superficie oclusal, pues la sobreposición de las imágenes muestra el lugar en donde hay contactos excesivos, pudiendo ser evaluados durante el diseño de la restauración.

El CEREC 3D no distingue la línea interna de la cavidad, sino solamente la línea de la preparación, la cual en algunas situaciones, puede ser detectada automáticamente. De esa manera, el diseño de la preparación se restringe solamente al contorno de toda la extensión del margen. (Fig. 28)

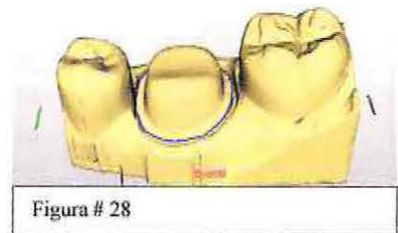


Figura # 28

- Preparación para coronas totales

Para la preparación de las restauraciones CEREC rigen esencialmente las mismas reglas que para todas las restauraciones cerámicas de fijación adhesiva: refrigerar suficientemente la preparación, usar diamantes de acabado a fin de lograr una superficie que retenga bien el mordiente, mantener suficiente grosor de material en la restauración, no biselar los bordes de la preparación y definir con precisión los límites de la misma (Fig. 29, 30, 31, 32).

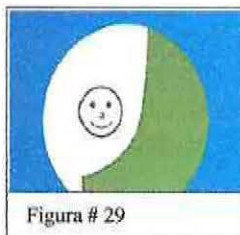


Figura # 29

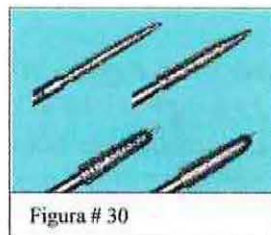


Figura # 30



Figura # 31



Figura # 32

Las dimensiones de desgaste son semejantes a las realizadas en las preparaciones para restauraciones convencionales de metal-cerámicas. La pared axial vestibular debe tener una reducción de 1,5 mm. En el caso que el sustrato dental presente grandes alteraciones de color, este desgaste debe ser aumentado a 1,8 mm. En las paredes proximal y lingual, el mínimo de 1,5 mm de desgaste debe ocurrir (Fig.33 y 34).

La reducción incisal y oclusal debe ser de 2,0 mm. En este tipo de preparación se debe de preferencia, realizar la terminación cervical supragingival para facilitar la captura de la imagen, pero por necesidades estéticas la línea de terminación cervical puede estar localizada en el margen gingival o 0,5 mm intrasurcular, tomándose el cuidado de no invadir el espacio biológico. Si una de estas dos últimas opciones es seleccionada, es mejor realizar la impresión óptica sobre un modelo de yeso. Una manera de facilitar la preparación cavitaria y evitar la invasión del espacio biológico es la utilización de un hilo de retracción embebido en suero. No deben existir bordes con ángulos agudos.

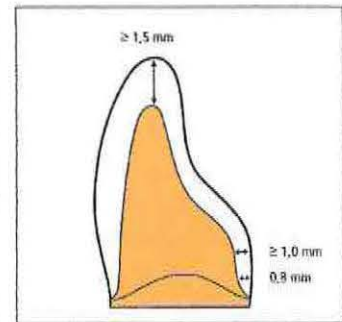


Figura # 33

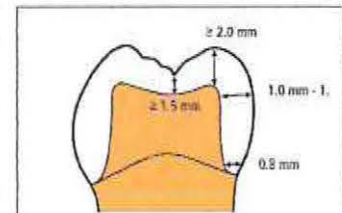


Figura # 34

Como la cámara de impresión óptica utiliza el sistema de triangulación activa, proyectando un haz de luz en un ángulo específico para lectura de los ejes (paredes de la preparación), se puede crear una sombra distal al objeto, llamado "Fenómeno de la Sombra Distal". Dependiendo de la altura de la preparación, este fenómeno puede ser más intenso, aumentando la discrepancia en la región interna. Las preparaciones para coronas totales con convergencias entre 12 y 20 grados y altura entre 4 mm y 6 mm son las más indicadas, disminuyendo los efectos de la sombra distal.

- Impresión óptica

Durante la captura de la imagen de la preparación, existe la necesidad de utilizar un polvo en spray de dióxido de titanio (CEREC Powder), el cual es distribuido en igual cantidad (cerca de 40 micras) en toda la extensión del mismo. La finalidad de este polvo es mantener todas las superficies preparadas con igual reflexión, ya que el esmalte, la dentina y los materiales de relleno presentan diferentes propiedades de reflexión de la luz. Es esencial obtener una adecuada cobertura con polvo de dióxido de titanio para la buena captura de imagen.

Se debe tomar el cuidado de no dejar acumular material en exceso en una región determinada, en detrimento de otros puntos de la cavidad, distorsionando y dificultando la visualización e interpretación del diseño y contorno de la cavidad en la pantalla del ordenador.

La región más crítica corresponde al margen gingival, donde grandes inadaptaciones pueden ocurrir, las cuales son rellenadas posteriormente por el cemento resinoso, creando un área de débil resistencia al desgaste (Shearer, 1993).

De esta forma si el margen de la preparación cavitaria está localizado a nivel del tejido gingival libre o intrasurcular el mejor método de realizar la impresión óptica es sobre el modelo de yeso, ya que incluso utilizando aislamiento absoluto del campo operatorio no será posible reconocer con precisión el margen cervical.

La posición del lector óptico infrarrojo 3D debe ser centralizada y con enfoque absoluto, encuadrando y alineando en la pantalla del computador la preparación cavitaria, permitiendo mirar todo su contorno y las paredes proximales de los dientes vecinos.

Mantener el lector óptico infrarrojo 3D estable y sin ningún movimiento requiere entrenamiento del operador, pues cualquier movimiento realizado durante la captura de la imagen genera distorsiones que imposibilitan visualizar y delimitar el correcto diseño de la cavidad preparada. De esa manera, se puede realizar una guía en silicona para facilitar la posición manteniendo el lector estable sin movimiento o apoyarlo sobre la estructura dental. Para evitar que la cámara intraoral se ofusque durante la captura de la imagen de la preparación cavitaria, esta debe mantenerse caliente a una temperatura de 37 grados centígrados (Fig.35, 36, 37).



Figura # 35



Figura # 36

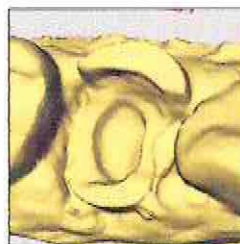


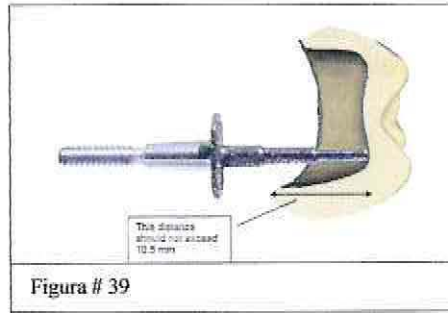
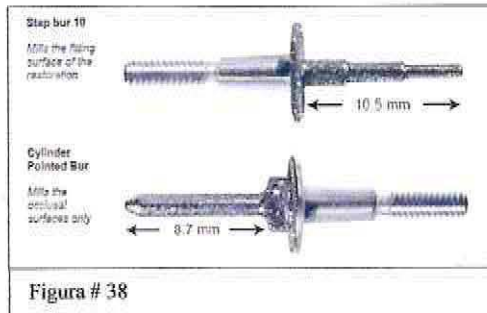
Figura # 37

- Secuencia de diseños de la preparación dentaria

La preparación que es capturada por la cámara, es proyectada en la pantalla del monitor y el software de diseño es utilizado para planear y diseñar los parámetros de la restauración, como la pared de fondo, contacto proximal, margen cavo superficial, anatomía oclusal, tamaño y localización de las cúspides. Cada uno de estos parámetros puede ser editado en el software para asegurar la correcta adaptación marginal y reproducción de los contornos deseados (Fasbinder, 2002). Una vez que el diseño está terminado, el programa crea un modelo de volumen de la restauración con los parámetros preestablecidos.

Esta información es luego procesada por el ordenador y llevada a la unidad fresadora para iniciar el proceso de fresado.

Para entender cómo funciona la unidad fresadora es necesario conocer la orientación de las fresas que utiliza. La Step Bur 10 se encuentra posicionada al lado izquierdo de la unidad fresadora y es la responsable del fresado de la superficie interna o de ajuste de la restauración. La fresa cilíndrica se encuentra posicionada al lado derecho de la unidad fresadora, fresa únicamente la superficie oclusal (Fig.38 y 39).



- Cementación

Por tratarse de cerámicas feldespáticas, la cementación sugerida por el Sistema CEREC, es la cementación adhesiva, acondicionado la superficie con ácido fluorhídrico por 1 -2 minutos, creando retenciones micromecánicas. El agente de unión silano debe ser asociado durante los procedimientos.

El tratamiento de la superficie dental sigue los mismos principios de las cementaciones adhesivas con acondicionamiento con ácido fosfórico por 15 segundos, lavado y secado parcial y aplicación del sistema adhesivo.

La naturaleza monocromática de estos bloques puede llevar a comprometer el resultado estético luego de la cementación. Su característica de translucidez genera un efecto camaleón, evidenciando el color del sustrato dental o del cemento resinoso. Dependiendo de la necesidad, el color del cemento resinoso debe ser seleccionado adecuadamente previo a la cementación para no interferir en el color final de la restauración.

La selección entre cementos químicamente activados o duales debe ser cuidadosa, considerando la habilidad del operador y de sus asistentes, tiempo de trabajo del material y espesura de la porcelana. El cemento con activación química posee menor tiempo de trabajo y la falta de auxiliares entrenados puede causar problemas, como tardanza y pérdida de tiempo en el preparado y posición de la restauración, causando falta de asentamiento. Los cementos con activación por luz deben ser utilizados en restauraciones con menos de 3 mm de espesura, pues en espesuras mayores que esta hay reducción del pasaje de la luz afectando negativamente el porcentaje de curado del cemento (Prinsloo y cols., 1997). En estos casos, los cementos duales son los más indicados.

- Pulimento

El pulimento se inicia con la suavización de la superficie oclusal con puntas montadas diamantadas de granos finos, seguido por discos flexibles embebidos en Al_2O_3 en orden decreciente de granos, con baja presión y abundante refrigeración con agua. Pastas diamantadas y fieltros son utilizados en el último paso para conseguir el brillo de la superficie.

Fresas de carburo de tungsteno deben ser evitadas para no causar daños en la superficie de la cerámica. Puntas montadas diamantadas de granulación mayor son (40um) utilizadas para ajustes y diseños de surcos, seguidas por puntas montadas diamantadas de menor granulación para acabado y pulimento.

4.3.2 CEREC INLAB

El sistema CEREC InLab está disponible en el mercado hace menos de 9 años, pero los materiales cerámicos y el equipo CAD/CAM están basados en dos tecnologías, el CEREC III y los bloques prefabricados de la empresa VITA.

El CEREC inLab utiliza el sistema de escaneo a laser, un software (CEREC 3D) y una unidad fresadora que permite la utilización de bloques cerámicos para la confección de casquetes (con 0,3 mm de espesura) para coronas unitarias e infraestructuras para prótesis parciales fijas de hasta 40 mm de extensión.

La unidad fresadora esta acoplada a un computador personal equipado con el software de diseño de las estructuras. En esta unidad fresadora hay un lector a laser para el escaneo de la preparación en el modelo de yeso. Los datos obtenidos son transferidos al programa para delimitar la forma y extensión de la restauración, seleccionando el tamaño del bloque. De la misma forma que el CEREC III, el fresado de los bloques es realizado con dos puntas montadas diamantadas, una cilíndrica con diámetros de 1,2 mm o 1,6 mm y otra troncocónica ancha o estándar, permitiendo la confección de mayores detalles oclusales.

Unidad fresadora InLab – Es una unidad de fresado compacta que utiliza una amplia gama de materiales y tiene una gran variedad de indicaciones, las cuales incluyen subestructuras para puentes de hasta cinco unidades.

Unidad fresadora InLab MC XL – Entre las ventajas podemos nombrar: la fabricación de subestructuras de puentes de hasta 8 unidades, alta velocidad de fresado, puede utilizar una extensa gama de materiales, es compatible con otros componentes del sistema InLab y puede ser controlada directamente vía el InLab system PC (Fig.40).



Figura # 40

Como las estructuras de prótesis fijas son fresadas en monobloque, solo existe la necesidad de una consulta para prueba y transferencia, no ocurriendo sesiones adicionales para unión de la infraestructura y prueba de soldaduras, disminuyendo de esta manera los costos.

Los bloques cerámicos utilizados son formados por pequeñas y uniformes partículas de óxido de alúmina que disminuyen las porosidades internas al 2% del volumen total, aumentando la resistencia a la fractura y aumentando y mejorando la infiltración de vidrio. Cuatro tipos de materiales cerámicos pueden ser utilizados. Los bloques de In Ceram Spinell favorecen el mayor grado de translucidez, seguido por el In Ceram Alumina. Los bloques de In Ceram Zirconio e In Ceram Itrio-Zirconio (dióxido de zirconio estabilizado por Itrio) poseen baja translucidez, por lo que se utilizan de preferencia en las regiones posteriores.

De la misma forma que en el CEREC III, las preparaciones para coronas totales siguen los mismos principios para restauraciones metal free convencionales, tanto en las reducciones axiales, oclusales e incisales, así como en las terminaciones cervicales en bisel ancho u hombro redondeado. Siempre que sea posible, es preferible mantener los márgenes de la preparación supragingivales o en el mismo nivel de la encía marginal libre. En prótesis fijas posteriores la región del pónico no debe exceder la distancia de un molar y el paralelismo entre los dientes pilares debe ser respetado.

Por ser de uso de laboratorio, es necesaria la realización de una impresión de la preparación y confección de un modelo de yeso. Este es preparado y fijado en una base propia para escaneado siguiendo los mismos principios del CEREC SCAN. El escáner está equipado con un dispositivo de puntos a una distancia de trabajo fijo, funcionando con un largo de onda de 670 nm. La distancia del punto de salida de la luz al objeto es de 25 mm. El campo de lectura del láser permite preparaciones con hasta 16 mm de altura, en un campo de 400 mm como máximo por 20 mm de extensión (Fig. 41). La base de yeso del troquel debe ser llana y estar adecuada a esta medida para posibilitar la fijación en el soporte del CEREC inLab.

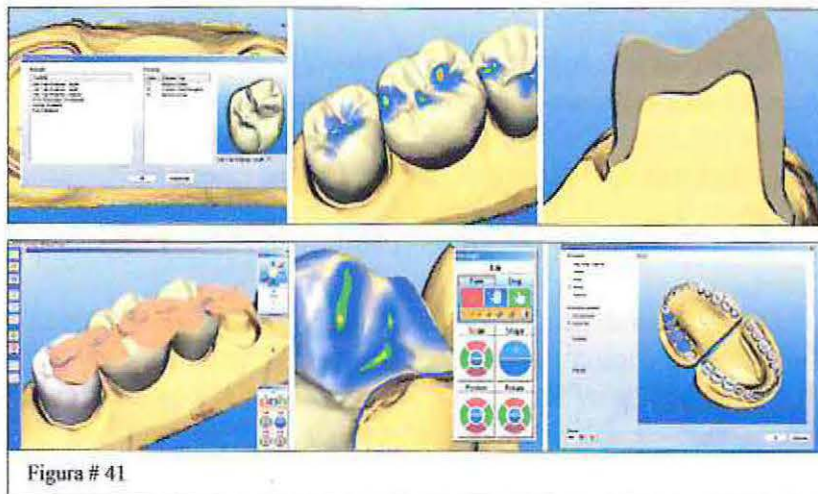


Figura # 41

Para verificar si el modelo de yeso esta correctamente posicionado sobre la plataforma de escaneado, se puede realizar un pre-escaneado que dura aproximadamente 3 minutos, proporcionando la primera visualización de la preparación y permitiendo correcciones antes del escaneado final.

Entre los ángulos de lectura por extrapolación, los mejores resultados son obtenidos con 45 grados, pero influye desfavorablemente en la formación de sombras en áreas profundas, como en el surco gingival, exigiendo lectura con ángulos de 15 grados. El escaneado final, con giro de 360 grados en la preparación y mejor calidad óptica, requiere aproximadamente 10-15 minutos.

Los datos son capturados y enviados como imagen digital para la pantalla del computador para iniciar el diseño de la infraestructura, controlando la espesura, el contorno y la adaptación marginal del casquete. En la pantalla es posible girar la imagen de la preparación de manera electrónica en ángulos de 10 grados en el eje X y Y. La única línea delimitada por el operador es la línea de la terminación cervical, que aparece con contraste en la pantalla del computador asociado a un corte, ayudando en la delimitación del mismo. La espesura de la infraestructura, tanto axial como oclusal, puede ser seleccionada y modificada durante el proceso de diseño. Es aconsejable que la superficie oclusal tenga una espesura de, por lo menos, 0,3 mm.

Se debe dar atención al escaneado y diseño de la infraestructura para las prótesis fijas. Al delimitar la pared mesial y distal de los dientes pilares de la prótesis se genera una imagen directa por el programa, siendo que, si esta estructura resultara en un pequeño diámetro de conector, el mismo deberá ser modificado, aumentando su espesura para que disminuyan las oportunidades de fractura de la estructura en esta región. Estas medidas son diseñadas siguiendo los valores mínimos determinados por el fabricante del Sistema In Ceram. De esa manera, si no se alcanza ese valor, el programa avisa indicando el valor en color rojo (Fig. 42).



Figura # 42

Una vez concluido el diseño, los datos serán enviados a la unidad fresadora, iniciando el fresado de la pieza, siguiendo rigurosamente las especificaciones generadas por el software. Para uso normal y con alta precisión, es más aconsejable utilizar la punta montada cilíndrica (1,6 mm) y la troncocónica ancha. El proceso de fresado es realizado bajo refrigeración de agua y el tiempo puede variar según el tipo de estructura. Para casquetes unitarios, la duración normalmente es de 10-15 minutos y para estructuras de prótesis fijas el tiempo puede ser de 30-40 minutos.

Al final, la estructura es removida de la unidad fresadora y retornada al modelo para una primera prueba. En este instante, la infraestructura es de color blanco, con baja resistencia a la flexión, permitiendo su desgaste y ajuste en el modelo de yeso. Un primer ciclo de sinterización es necesario para la limpieza y total secado del agua del sistema refrigerador del fresado, reduciendo la presión de los gases por humedad. Este paso facilita y mejora la infiltración de vidrio.

En la infiltración por vidrio se utiliza un vidrio especial, de lantano, puesto sobre el casquete y llevado al horno para quema a 1.100 grados centígrados. Cuando el vidrio funde, por acción de capilaridad, rellena los espacios intersticiales entre los granos del bloque parcialmente sinterizado, formando una continua malla interconectada entre la fase cerámica y el vidrio.



Figura # 43

Existen dos posibilidades de tonalidades para el vidrio, posibilitando al técnico seleccionar la base más adecuada para obtener una mejor estética con la cerámica de cobertura (estratificación) (Fig. 43). La remoción de los excesos de vidrio se realiza mediante un chorro de óxido de aluminio de 50 micras y a una presión de 2,5 bar. El casquete, con gran resistencia a la flexión, está listo para recibir la aplicación de la cerámica de revestimiento estético Vitadur Alpha (VITA).

Clínicamente se realiza la prueba de la infraestructura después de la infiltración con vidrio, el registro interoclusal y el moldeado de transferencia de forma tradicional. Es importante destacar que la preparación debe ser lo más nítida posible para que se realice un excelente escaneado y fresado, eliminando la fase de ajustes de la infraestructura, extremadamente difícil y no recomendada.

Por presentar gran resistencia, la oclusión puede ser verificada y ajustada después de la aplicación de la porcelana de cobertura y antes de la cementación final.

La cementación puede ser realizada de forma convencional con fosfato de cinc o ionómero de vidrio convencional. La evaluación clínica ha mostrado que el uso de fosfato de zinc causa gran incidencia de microfiltración, manchas marginales y aumento en el índice de fractura de la restauración (McLaren y Terry, 2002). Los cementos de ionómero de vidrio han sido usados con éxito, pero se debe tener cuidado durante la cementación, pues sus propiedades físicas son extremadamente sensibles a la proporción polvo/líquido y a la humedad. Los cementos de ionómero de vidrio modificados por resinas presentan en su composición hidroxietil-metacrilato (HEMA) que, cuando en presencia de humedad, sufren expansión tardía, pudiendo ocasionar fracturas de las restauraciones.

Otra opción, y la más recomendada, es la utilización de cementos resinosos siguiendo el protocolo establecido por BOTTINO et al. (2004), siempre asociado al aislamiento absoluto modificado.

4.4 CEREC AC

En el 2009 Sirona Dental Systems lanzó el CEREC AC (Acquisition Center) con la cámara CEREC Bluecam integrada, lo cual marcó un significativo avance tecnológico en estos sistemas. En 40 segundos se logra el registro digital de cuadrantes enteros lo que amplía la gama de indicaciones (Fig. 44).

CEREC Bluecam emite ondas cortas de luz azul LED para capturar impresiones digitales, estas generan datos de reproducción más precisos por lo que le permite al clínico tomas individuales y tomas en serie de varios dientes (Fig.45).

Entre otras ventajas podemos nombrar:

Mejor visión – la luz azul de la CEREC Bluecam marca con exactitud el campo de enfoque lo que sirve de orientación en la cavidad bucal. De esta manera se puede saber qué zona se está fotografiando y se puede controlar áreas difícilmente accesibles.

Disparo automático – la cámara reconoce por sí misma el momento óptimo de la toma. Lo único que debe hacer el clínico es mover esta poco a poco por encima del área a fotografiar. Así se puede abarcar incluso un cuadrante completo en un solo proceso fotográfico.

Fotografías nítidas – el corto tiempo de exposición de la CEREC Bluecam es la base para evitar que las fotos salgan movidas. Además el detector de movimiento permite que las tomas solo se realicen con la cámara inmóvil. El software CEREC 3D filtra a continuación automáticamente las fotos inutilizables.

Cámara de poco tamaño y superponible – se puede trabajar también sin problema en la zona lateral posterior. El soporte para cámaras CEREC simplifica la toma de molares. Gracias a este, la Bluecam puede colocarse directamente junto al diente manteniendo la distancia óptima para la reproducción óptica.

CEREC AC se encuentra disponible en las siguientes opciones:

CEREC AC and MC XL Milling Unit

CEREC AC and MC L Compact Milling Unit

CEREC AC posee un sistema de suministro eléctrico ininterrumpido, así como con una conexión inalámbrica opcional.



Figura # 44



Figura # 45

El molde óptico elaborado con CEREC Bluecam y los modelos virtuales tridimensionales diseñados sobre esta base de cálculo son enviados de inmediato al laboratorio inLab de elección a través del portal de Internet de CEREC Connect.

4.5 INEOS BLUE SCANNER

El inEos es una unidad individual de escaneo que interactúa con las dos unidades inLab de fresado. Este escáner utiliza la tecnología de la Bluecam.

La luz azul de corta longitud de onda emitida por la cámara Bluecam envía imágenes de alta precisión brindando fiabilidad para cada indicación (Fig.46 y 47). Esto se consigue con una extensa profundidad de campo y un aumento en la reproducción de detalles en los márgenes de la preparación. La luz azul indica exactamente cuales áreas del modelo están siendo capturadas en un momento dado.

El paquete del inEos Blue consiste del escáner, un PC de alto desempeño, además del inLab 3D software de escaneo y diseño.



Figura # 46



Figura # 47

4.6 CEREC BIOGENERIC

CEREC Biogeneric es el nuevo Software Sirona, que está dirigido en mejorar el diseño de la superficie oclusal de las piezas confeccionadas por el sistema Cerec. Este método de reconstrucción analiza métricamente la situación individual del diente y calcula la morfología oclusal basándose en esta información, lo que permite crear restauraciones dentales amoldadas a la naturaleza individual de cada paciente y, a la vez, susceptibles de medición. (Fig. 48)



Figura # 48

La biogenerica está basada en el análisis de miles de superficies dentales intactas y en regularidades algorítmicas objetivas. La ventaja principal de este software es que necesitan sólo pocos parámetros o características para describir todas las superficies masticatorias que existen en la naturaleza. Por lo que las superficies oclusales, ya no serian calculadas empíricamente, sino por un método estadístico estandarizado

III. OBJETIVOS

Objetivo General

Estudiar comparativamente las diferencias clínicas de los sistemas CAD/CAM Procera y CEREC para coronas periféricas completas, a través de una revisión exhaustiva y actualizada de la literatura.

Objetivos Específicos

- Identificar las fallas más comunes en los estudios de longevidad de las coronas completas periféricas fabricadas por el sistema CEREC y Procera.
- Establecer la influencia de la dureza del material cerámico en la longevidad de las coronas totalmente cerámicas fabricadas con los sistemas CEREC y Procera.
- Determinar la respuesta periodontal de las coronas totalmente cerámicas confeccionadas con los sistemas CEREC y Procera.
- Determinar el resultado estético entre las coronas totalmente cerámicas confeccionadas con los sistemas CEREC y Procera.
- Comparar los valores de desajuste marginal que presentan las coronas periféricas completas fabricadas con los sistemas CEREC y Procera.
- Determinar el efecto de los procesos de digitalización en el desajuste de las coronas periféricas completas fabricadas con los sistemas CEREC y Procera.
- Determinar el efecto del proceso de fabricación en el desajuste del margen de las coronas periféricas completas fabricadas con los sistemas CEREC y Procera.
- Determinar el efecto del diseño de la línea de terminación en el desajuste de las coronas periféricas completas fabricadas con los sistemas CEREC y Procera.
- Determinar el efecto del ángulo de convergencia oclusal en el desajuste de las coronas periféricas completas fabricadas con los sistemas CEREC y Procera.
- Determinar el efecto del agente cementante en el desajuste de las coronas periféricas completas fabricadas con los sistemas CEREC y Procera.

IV. MATERIALES Y MÉTODOS

Esta revisión actualizada de la literatura analiza resultados de estudios que investigan el comportamiento clínico a largo plazo o longevidad y el desajuste del límite marginal de coronas periféricas completas confeccionadas con los sistemas CAD/CAM, CEREC y Procera.

1. Formulación del plan de búsqueda de la literatura

Para llevar a cabo la revisión se realizó:

A. *Búsqueda manual y en la red de:*

- Revistas afiliadas a las bibliotecas de la Universidad de Chile, Universidad de Valparaíso y Universidad Mayor
 - Journal of Esthetic and Restorative Dentistry
 - Journal of Oral Rehabilitation
 - Journal of Prosthodontics
 - Journal of Prosthetic Dentistry
 - International Journal of Prosthodontics
 - Dental Materials
 - Minerva Journal
 - Clinical Oral Implants Research
 - Adhesive Dentistry
 - Quintessence International
 - The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry
 - JADA
- Libros de odontología estética, prótesis fija, materiales dentales y operatoria dental
- Revistas científicas de empresas específicas de CEREC y PROCERA
- Charlas de Marcelo Baum (Procera)
- Clases magistrales
- Entrevistas con representantes de CEREC y Procera para la obtención de información propia de ambos sistemas.

B. PUBMED MEDLINE

Se realizó la búsqueda en PubMed Medline con los siguientes límites:

- Tipo de artículo – Dental Journal
- Idioma – inglés y español
- Opciones de texto – abstracts, full text, free full text

A partir de los objetivos, se escogieron las palabras claves mostradas en la siguiente tabla con sus respectivos valores de resultados:

PALABRA CLAVE	NUMERO DE RESULTADOS
CAD CAM RESTORATIONS	262
CAD CAM FIT	99
CAD CAM CROWNS	245
CAD CAM MARGINAL FIT	49
CAD CAM MARGINAL ADAPTATION	74
CEREC	232
PROCERA	147
MARGINAL FIT CROWNS	119
MARGINAL FIT PERIODONTAL	17
MARGINAL GAP CERAMIC	98
CAD CAM CROWNS LONGEVITY	9
PROCERA CROWN LONGEVITY	1
CEREC CROWN LONGEVITY	4
CLINICAL PERFORMANCE CAD CAM	67
CLINICAL PERFORMANCE CEREC	34
CLINICAL PERFORMANCE PROCERA	16
CAD CAM CROWNS STRENGTH	62
CAD CAM CROWNS FRACTURE LOAD	30
PROCERA CROWNS FRACTURE LOAD	17
CEREC CROWNS FRACTURE LOAD	12
CAD CAM CROWNS FRACTURE RESISTENCE	12
PROCERA CROWNS FRACTURE RESISTENCE	14
CEREC CROWNS FRACTURE RESISTENCE	9
CAD CAM CROWNS CEMENTATION	70
PROCERA CROWNS CEMENTATION	40
CEREC CROWNS CEMENTATION	19
CAD CAM CROWNS ESTHETIC	62
PROCERA CROWNS ESTHETIC	18
CEREC CROWNS ESTHETIC	24
TOTAL	1862

Crterios de inclusión y exclusión del estudio

- Tipo de sistema (CEREC y PROCERA).
- Año de publicación del estudio (1997 – 2010).
- Tipo de restauración (Coronas periféricas completas).
- Idiomas originales de las publicaciones (inglés y español).
- Journal afiliados a la U de Chile y U de Valparaíso

PALABRA CLAVE	RESULTADOS SEGUN CRITERIOS DE INCLUSION Y EXCLUSION
CAD CAM RESTORATIONS	48
CAD CAM FIT	29
CAD CAM CROWNS	55
CAD CAM MARGINAL FIT	16
CAD CAM MARGINAL ADAPTATION	35
CEREC	56
PROCERA	28
MARGINAL FIT CROWNS	25
MARGINAL FIT PERIODONTAL	1
MARGINAL GAP CERAMIC	33
CAD CAM LONGEVITY	1
PROCERA CROWN LONGEVITY	0
CEREC CROWN LONGEVITY	1
CLINICAL PERFORMANCE CAD CAM	12
CLINICAL PERFORMANCE CEREC	9
CLINICAL PERFORMANCE PROCERA	6
CAD CAM CROWNS STRENGTH	27
CAD CAM CROWNS FRACTURE LOAD	8
PROCERA CROWNS FRACTURE LOAD	9
CEREC CROWNS FRACTURE LOAD	7
CAD CAM CROWNS FRACTURE RESISTENCE	7
PROCERA CROWNS FRACTURE RESISTENCE	7
CEREC CROWNS FRACTURE RESISTENCE	4
CAD CAM CROWNS CEMENTATION	19
PROCERA CROWNS CEMENTATION	21
CEREC CROWNS CEMENTATION	10
CAD CAM CROWNS ESTHETIC	7
PROCERA CROWNS ESTHETIC	2
CEREC CROWNS ESTHETIC	1
TOTAL	484

En la búsqueda de la información, se encontraron un total de 1.862 artículos en los buscadores MEDLINE y PubMed. Los abstracts fueron revisados para confirmar que los artículos cumplieran con los criterios de inclusión y exclusión. Luego de aplicar los criterios y eliminar los artículos que se repetían en cada búsqueda se extrajeron un total de 199 artículos, de los cuales 20 fueron seleccionados para estudiar el comportamiento clínico a largo plazo o longevidad y el desajuste del límite marginal de coronas periféricas completas confeccionadas con los sistemas CAD/CAM, CEREC y Procera. De estos, 4 artículos son del Journal of Oral Rehabilitation, 1 artículo del Dental Materials Journal, 8 artículos del International Journal of Prosthodontics, 2 artículos del Journal Of Prosthodontics, 2 artículos del Journal of Prosthetic Dentistry, 1 artículo de la Quintessence Journal, 1 artículo del Journal of Dentistry y 1 artículo del European Journal of Oral Science.

TABLAS DE CLASIFICACION DE ARTICULOS DE DESAJUSTE MARGINAL

Estudios del sistema Procera AllCeram sin cemento

Estudio / Año	Sistema	Objetivo	Muestra	In-Vivo / In-Vitro	VARIABLES								
					Cusquete o Corona	Puntos de medición / Localización	Instrumento de medición / Técnica	Cemento	Línea de terminación	Tipo de diente	Material	Especialo	Angulo de convergencia
2000 Boering, et-al	Procera	Ajuste Clínico	80	In Vivo	Corona	6 anteriores 8 posteriores Anteriores: 2 puntos proximales, 2 vestibulares y 2 linguales Posteriores: 2 puntos por cada pared axial	Microscopio Leica MZ12 30x Replicas con silicona	Sin cemento	Chamfer	40 Anteriores 40 Posteriores	Alumina (no específica Recubrimiento)	Capa de espesador 10 mm	10°
2005 Kokubo, et-al	Procera	Gap Marginal	90	In Vivo	Corona	4 puntos de medición / Cada pared axial	Proyector de perfil 10x Replica con silicona	Sin cemento	Chamfer	Anteriores proximales molares	Alumina (Vitadur alpha)	No especifican	No especifica
(17) 1998 Miy, Et-al	Procera	Ajuste marginal	10	In Vitro	Corona	36 mediciones	Videografía Láser	Sin cemento, aunque se utilizó silicona como aglutinante	Chamfer	5: premolares 5: molares	Procera Alumina (Porcelana de baja fusión)	No especifican	10°
(33) Schmitt, et-al	Procera IPS Empress In Ceram	Ajuste Marginal/ tres sistemas / económicos / etapa de cerámica de la corona	30 10: Procera 10: Ioceram 10: IPS Empress	In Vitro	Corona	4 mediciones en cada etapa de fabricación por cada sistema	Microscopio digital Nikon SMZ - U magnificación 225 x	Sin cemento	No especifica	Se hizo 1 incisivo central y hicieron las biselaciones 30 replicas	Procera All Ceram Ioceram alumina IPS Empress (porcelana feldspat)	No especifica	No especifica

Estudios del sistema CEREC sin cemento

VARIABLES													
Estudio / Año	Sistema	Objetivo	Muestra	In-Vivo / In Vitro	Casquete o Corona	Puntos de medición / Localización	Instrumento de medición / Técnica	Cemento	Línea de terminación	Tipo de diente	Material	Espaciado	Ángulo de convergencia
2005 Akbar, et-al	CEREC 3D	Discrepancia marginal / línea de terminación	16	In Vitro	Corona	60 puntos de medición (15 en cada pared axial)	SEM 50x	Sin cemento	8: Chamfer 8: Hombro circunferencial	Molares	Paralign MZ100	25 um	No específica
2003 Nakamura, et-al	CEREC 3	Ajuste Marginal / ángulo de convergencia y espaciado de cementación	45	In Vitro	Corona	4 puntos / en cada pared axial	Proyector de perfil	Sin cemento	Hombro redondeado	Premolares	Viablock MarkII	10 um 30 um 50 um	4°, 8° y 12°
2006 Tairou, et-al	CEREC 3	Ajuste marginal / diferentes líneas de terminación / replica de silicona vs. cementación	30	In Vitro	Corona	4 puntos equidistantes en la replica de silicona y corona cementada	Microscopio Travelling (MITUTOYO) a 30x de magnificación	Relyx Unicem	10: Bisel 10: Hombro 10: Chamfer	Molares	MZ100	10 micras	No específica

Estudios de comparación entre los sistemas CEREC y Procera sin cemento

V A R I A B L E S

Estudio / Año	Sistema	Objetivo	Muestra	In-Vivo / In Vitro	Casquete o Corona	Puntos de medición / Localización	Instrumento de medición / Técnica	Cemento	Línea de terminación	Tipo de diente	Material	Espaciado	Ángulo de convergencia
2008 Lee, et-al	CEREC 3D / Procera	Ajuste marginal / Sistema CAD/CAM (CEREC / Procera)	20	In Vitro	Procera: Casquete / Corona Cerec: Corona	50 puntos de medición / Equidistante	Microscopio 100x	Sin cemento	Hombro redondeado	Premolares	Procera Alliumina (Nobel Rosado) CEREC: Vinblock MarkII	CEREC: espacioso cementación 3 0 um Procera: no específica	12°

Estudios de comparación entre sistemas cerámicos con cemento

V A R I A B L E S

Estudio / Año	Sistema	Objetivo	Muestra	In-Vivo / In Vitro	Casquete o Corona	Puntos de medición / Localización	Instrumento de medición / Técnica	Cemento	Línea de terminación	Tipo de diente	Material	Espaciado	Ángulo de convergencia
2005 Bindl, et al	In Ceram (slip cast) Empress II Cerec Inlab DCS (Convencional vs. CAD /CAM)	Ajuste Marginal / Sistema Cerámico (Convencional vs. CAD /CAM)	72	In Vitro	Casquetes	8 puntos / Equidistantes	SEM 120x	Cos cemento Proavia 21 TC	Chamfer	Molares		No se utilizó espaciador	6°
1997 Sulaiman, et-al	Procera IPS Empress In Ceram	Ajuste Marginal / tres sistemas cerámicos / etapas de confección de la corona	30 10: Procera 10: Inceram 10: IPS Empress	In Vitro	Corona	4 mediciones en cada etapa de fabricación por cada sistema	Microscopio digital Nikon SMZ - U magnificación 225 x	Sin cemento	No específica	Se talló 1 inclusivo central y desde ese se hicieron las 30 replicas	Procera All Ceram Inceram alumina IPS Empress (procera/feldspática)	No específica	No específica

Estudios de Cementación del sistema CEREC

VARIABLES										
Estudio / Año	Sistema	Objetivo	Muestra	In-Vivo / In Vitro	Casquete o Corona	Puntos de medición/ Localización	Instrumento de medición / Técnica	Cemento	Línea de terminación	Angulo de convergencia
2005 Birdi, et-al	In Ceram (slip cast) Empress II Cerec Inlab DCS Procera	Ajuste Marginal / Sistema Cerámico (Convencional vs. CAD /CAM)	72	In Vitro	Casquetes	8 puntos / Equidistantes	SEM 120x	Con cemento Panavia 21 TC	Chamfer	6°
2006 Tsitrou, et-al	CEREC 3	Ajuste marginal / diferentes líneas de terminación / réplica de sílica vs cementación	30	In Vitro	Corona	4 puntos equidistantes en la réplica de sílica y corona cementada	Microscopio Travelling (MITUTOYO) a 30x de magnificación	Rejyx Unicem	10: Bisel 10: Hombro 10: Chamfer	No especifica

Estudios de Cementación del sistema Procera

VARIABLES										
Estudio / Año	Sistema	Objetivo	Muestra	In-Vivo / In Vitro	Casquete o Corona	Puntos de medición/ Localización	Instrumento de medición / Técnica	Cemento	Línea de terminación	Angulo de convergencia
2004 Albert et-al	Procera Metal cementación	Ajuste Marginal / tipo de cemento / Procera y MC	80 40:Procera 40:MC	In Vitro	Coronas	8 puntos de medición / 2 en cada pared axial	Microscopio 30x	10: fosfato de zinc 10 IV (Fuji) 10: Rej-X 10: C/B metabond	Procera: Chamfer MC: Hombro por bucal y Chamber por lingual	No especifica
2008 Rabimé et-al	Procera	Ajuste Marginal	20	In Vitro	casquete	6 puntos incisivos 3 puntos premolares	Microscopio óptico Olympus B x60 to x50 magnificación y fotografiado con cámara digital	20 replica técnica con sílica 20 cementación	Procera: Chamfer	No especifica

Estudios de líneas de terminación para los sistemas CEREC y Procera

VARIABLES													
Estudio / Año	Sistema	Objetivo	Muestra	In- Vivo / In Vitro	Cusquete o Corona	Puntos de medición / Localización	Instrumento de medición / Técnica	Cemento	Línea de terminación	Tipo de diente	Materia	Espesado	Angulo de convergencia
2006 Akbar et al.	CEREC 3D	Discrepancia marginal/línea de terminación	16	In Vitro	Corona	60 puntos de medición (15 en cada pared axial)	SEM 50x	Sin cemento	8: Chamfer 8: Hombro circumferencial	Molares	Paradigm MZ100	25 micras	No específica
2003 Suarez et al.	Procera	Ajuste Marginal / Línea de terminación	20	In Vitro	Casquetes	Cada lado fue medido 3 veces, no se especifica la ubicación de puntos de medición	Programa de análisis de imagen conectado a una lupa de magnificación Leica MZ12	Calibra (cemento resinoso dual)	10: Chamfer 10: Hombro	Premolares	Alumina (Nobel Romê)	No específica	6°
2007, Tsirou et al.	CEREC 3	Ajuste Marginal de coronas de resina / tres tipos de terminación cervical / técnica de réplica de sílica vs cementación	10	In Vitro	Coronas	4 puntos equivalentes en la réplica de sílica 4 puntos equivalentes en coronas cementadas	microscopio travelling (MUTUOYO) a 30x de magnificación	Silicona frivana aquasil Cemento resinoso (Rely.XTM Unitem)	a. Bisel b. Chamfer c. hombro	Primer molar inferior	Paradigm MZ100	10 um	No se especifica

Clasificación de artículos seleccionados de comportamiento clínico a largo plazo de Coronas Procera AllCeram / CEREC

Autores	Año del estudio	Tiempo de observación (y)	Criterios de evaluación
Odén et al (Procera AllCeram)	1998	5	CDA
Odmann y Andersson (Procera AllCeram)	2001	5	CDA
		10	
Fradeani et -al (Procera AllCeram)	2005	5	No especifica criterio utilizado
Walter et-al (Procera AllCeram)	2006	6	No especifica criterio utilizado
Zitzmann et-al (Procera AllCeram)	2007	5-7	No especifica criterio utilizado
Kokubo et-al (Procera AllCeram)	2009	5	CDA
Ortorp et-al (Procera Zirconia)	2009	3	Criterios propios y CDA
Bindl y Mormann (Cerec 2-InCeram Alúmina – InCeram Spinell)	2002	5	USPHS
Bindl y Mormann (Cerec 2-Monoceramica MKII – In Ceram Spinell)	2004	2-5	No especifica criterio utilizado

V. RESULTADOS

Tabla I: Datos seleccionados de estudios de comportamiento clínico a largo plazo de Coronas Procera AllCeram / CEREC

Autores	Año del estudio	Tiempo de observación (y)	Número de restauraciones	Nº de pacientes	Tasa de supervivencia
Odén et al (Procera AllCeram)	1998	5	100	58	94.0%
Odmann y Andersson (Procera AllCeram)	2001	5	87	50	97.7%
		10			93.5%
Fradeani et -al (Procera AllCeram)	2005	5	205	106	96.7%
Walter et-al (Procera AllCeram)	2006	6	107	70	94.3%
Zitzmann et-al (Procera AllCeram)	2007	5-7	135	39	100% Anterior 98.8% Posterior
Kokubo et-al (Procera AllCeram)	2009	5	75	57	90.2%
Ortorp et-al (Procera Zirconia)	2009	3	204	161	92.7%
Bindl y Mormann (Cerec 2-InCeram Alúmina – InCeram Spinell)	2002	5	43	21	92%
					100%
Bindl y Mormann (Cerec 2-Monoceramica MKII – In Ceram Spinell)	2004	2-5	36	24	94.4%
					91.7%

Tabla II: Criterios de evaluación y modos de falla en estudios de comportamiento clínico a largo plazo de Coronas Procera AllCeram / CEREC

Autores	Año del estudio	Criterios de evaluación /Modo de falla	Nº de Fallas
Odén et al (Procera AllCeram)	1998	CDA No detalla fallas	No detalla
Odmann y Andersson (Procera AllCeram)	2001	CDA 4 fracturas de corona (1 anterior: trauma (núcleo y recubrimiento) / 2 M: bruxismo (núcleo y recubrimiento) / 1 PM: solo P. de recubrimiento) 11 coronas recementadas 2 coronas sensibilidad post operatoria 1 caries (M)	3 M 2PM 1 A
Fradeani et -al (Procera AllCeram)	2005	No especifica criterio utilizado 2 fractura molares (núcleo y recubrimiento) 2 fractura molar de P. de Recubrimiento No hubo fallas en sector anterior.	4 M
Walter et-al (Procera AllCeram)	2006	No especifica criterio utilizado 3 fracturas de núcleo y recubrimiento 1 fractura de porcelana de recubrimiento	4 M y PM
Zitzmann et-al (Procera AllCeram)	2007	No especifica criterio utilizado Complicación biológica 3 fractura de raíz 4 lesiones de caries 1 problema endodóntico Complicación mecánica 1 fractura de nucleo y recubrimiento	1 ANT, PM Y M 4M 1M 1 M
Kokubo et-al (Procera AllCeram)	2009	CDA 4 Fractura de núcleo y recubrimiento 2 Fractura de raíz 2 Fractura de cerámica de recubrimiento 1 Problema estético	3 PM y 1 M 2 PM 1 PM y 1 M 1 ANT
Ortorp et-al (Procera Zirconio)	2009	Criterios propios y CDA 4 Fractura de la porcelana de recubrimiento 12 Pérdida de retención 10 Problema endodóntico 5 extracción	Total: 31 1 ANT 3 POST 1 ANT 11 POST 10 POST 2 ANT 3 POST
Bindl y Mormann (Cerec 2- InCeram Alúmina/ Spinell)	2002	USPHS 2 fracturas de núcleo y recubrimiento InCeram Alúmina	2 M
Bindl y Mormann (Cerec 2- Monocerámica MKII / In Ceram Spinell)	2004	MKII: 1 fractura núcleo y porcelana de recubrimiento In Ceram Spinell: 1 fractura de casquete y porcelana de recubrimiento	1 I. Lat 1 I. Cent

ANT: anteriores ; POST: posteriores ; PM: premolares; M: molares; I. Lat: incisivo lateral; I.Cent: incisivo central

Tabla III: Resultados de desajuste marginal de coronas Procera y CEREC

ESTUDIO	METODO	RESULTADOS
May y colaboradores, 1998	PROCERA	Premolares – 56 micras Molares – 63 micras
Boening y colaboradores, 2000	PROCERA	Anteriores – 80-95 micras Posteriores – 90-145 micras
Kokubo y colaboradores, 2005	PROCERA	Anteriores – 36 micras Premolares – 32 micras Molares – 35 micras
Rahme y colaboradores, 2008	PROCERA	Incisivos – 50.57 micras Premolares – 58.63 micras
Sulaiman y colaboradores, 1997	PROCERA	Incisivos – 82.88 micras
Suarez y colaboradores, 2003	PROCERA	Chamfer – 26 micras Hombro – 40 micras
Akbar y colaboradores, 2006	CEREC	Chamfer – 65.9 micras Hombro – 46.0 micras
Tsitrou y colaboradores, 2007	CEREC	Bisel – 105 micras Chamfer – 94 micras Hombro – 91 micras
Nakamura y colaboradores,	CEREC	10 MICRAS DE ESPACIADO 4 grados – 108 micras 8 grados – 108 micras 12 grados – 95 micras 30 MICRAS DE ESPACIADO 4 grados – 66 micras 8 grados – 66 micras 12 grados – 53 micras 50 MICRAS DE ESPACIADO 4 grados – 61 micras 8 grados – 67 micras 12 grados – 55 micras
Lee y colaboradores, 2008	CEREC PROCERA	CEREC – 94.4 micras PROCERA (casquete) – 72.7 micras PROCERA (corona) – 89.6 micras
Bindl y Mormann, 2005	CEREC InLab PROCERA	CEREC InLab – 43 micras PROCERA – 17 micras

Tabla IV: Confrontación de resultados obtenidos en estudios similares que incluyen en sus estudios la medición de la discrepancia marginal de coronas Procera AllCeram

May y cols., 1998	56 micras (premolares) y 63 micras (molares)
Boening y cols., 2000	90 – 145 micras (molares) y 80 – 95 micras (anteriores)
Kokubo y cols., 2005	32 micras (premolares), 35 micras (molares) y 36 micras (anteriores)
Rahme y cols., 2008	27.87 micras (incisivos) y 37.91 micras (premolares)
Sulaiman y cols.,	82.88 micras
Lee y cols., 2008	89.6 micras (premolares)

Tabla V: Confrontación de resultados obtenidos en estudios similares que incluyen en sus estudios la medición de la discrepancia marginal de coronas CEREC3.

Akbar y cols., 2006	46 micras
Nakamura y cols., 2003	53 micras
Tsitrou y cols., 2007	91 micras
Lee y cols., 2008	94.4 micras

Akbar y Colaboradores**Tabla VI: Gaps Marginales Promedios y proporción de sitios que presentaron valores que excedieron las 100 μm $p > 0.05$ para todas las comparaciones**

Grupo	Promedio del Gap Marginal	Proporción de sitios $\geq 100 \mu\text{m}$
Chamfer n = 8	65.9 μm (38.7)	13.4 %
Hombro n = 8	46.0 μm (9.2)	2.9%

Tsitrou y Colaboradores**Tabla VII: Comparación de los resultados de discrepancia marginal entre técnica de replica con silicona y cemento resinoso en coronas CEREC 3**

Diseño de línea de terminación	Replica con silicona	Agente cementante (cemento resinoso Relyx Unicem – 3M)
Bisel	105+/-34 micras	102+/-28 micras
Chamfer	94+/-27 micras	91+/-11 micras
Hombro	91+/- 22 micras	77+/-8 micras

Suárez y colaboradores	
Tabla VIII: Gaps Marginales Promedios y desviaciones estándar de ajuste del casquete con líneas de terminación en chamfer y hombro redondeado	
Grupo	Promedio del Gap Marginal
Chamfer	26 μm (12)
Hombro	40 μm (53)

Nakamura y Colaboradores						
Tabla IX: Promedios y Desviaciones estándar (SD) de gaps entre las coronas y el diente pilar (micras)						
Total de convergencia oclusal	10 micras de espaciado de cementación		30 micras de espaciado de cementación		50 micras de espaciado de cementación	
	Promedio	SD	Promedio	SD	Promedio	SD
4°	108	17	66	4	61	10
8°	108	10	66	5	67	3
12°	95	20	53	5	55	7

Tsitrou y Colaboradores		
Tabla X: Comparación de los resultados de discrepancia marginal entre técnica de replica con silicona y cemento resinoso en coronas CEREC 3		
Diseño de línea de terminación	Replica con silicona	Agente cementante (cemento resinoso Relyx Unicem – 3M)
Bisel	105+/-34 micras	102+/-28 micras
Chamfer	94+/-27 micras	91+/-11 micras
Hombro	91+/- 22 micras	77+/-8 micras

Rahme y Colaboradores		
Tabla XII: Valores promedio de ajuste de los casquetes Procera por tipo de diente utilizando dos diferentes técnicas		
TIPO DE CASQUETE	TECNICA DE MEDICION	
	REPLICA	CEMENTO
INCISIVOS Y PREMOLARES	55.18 (39.05)	55.50 (38.58)
INCISIVOS	50.57 (36.21)	51.14 (36.53)
PREMOLARES	58.63 (40.75)	58.78 (39.75)

VI. DISCUSIÓN

Definido que los resultados de longevidad de las coronas cerámicas convencionales nos sirven de parámetro al momento de evaluar las coronas fabricadas con los sistemas CAD/CAM, y que los estudios que evalúan los sistemas In-Ceram clásicos señalan que las coronas In-Ceram Alúmina presentan índices de supervivencia entre 86.5% y 100%, con una tasa acumulativa del 100% a los 5 años. (Wassermann y cols., 2006). Al analizar la literatura actual y los datos científicos referentes a la longevidad de las restauraciones totalmente cerámicas Procera AllCeram y CEREC, se pueden notar únicamente las tendencias que presentan cada sistema, ya que comparaciones directas son difíciles de realizar debido a las variaciones en cuanto al diseño del estudio, criterios de inclusión, criterios de éxito y análisis estadísticos (Ver tabla I).

Al observar los resultados de supervivencia de ambos sistemas podemos notar que los valores son bastantes similares. Sin embargo, es preciso señalar que Procera es el sistema que presenta la mayor cantidad de estudios publicados, en los cuales se realizan evaluaciones de grandes muestras (75 – 205 coronas) en periodos más largos de tiempo (3 – 10 años) en comparación con los estudios realizados del sistema CEREC (36 – 43 coronas en 2 – 5 años).

Es importante indicar que los parámetros de fracaso determinan el índice de supervivencia de las coronas. Sin embargo, muchos estudios varían en cuanto a sus criterios de falla, lo que nos puede llegar a confundir al momento de interpretar dichos índices.

La *causa más común de falla fue la fractura* de la corona (casquete /porcelana de recubrimiento) y en menor cantidad fractura solo de la porcelana de recubrimiento. La mayoría de las fracturas ocurrieron en el sector posterior y en las coronas con núcleo de alúmina, lo que nos hace pensar que este tipo de falla se encuentra relacionada con la ubicación de la corona en la arcada y con la dureza del material cerámico. (Ver tabla II).

Otro factor que afectó la longevidad fue la pérdida de retención, falla que probablemente esté relacionada al tipo de preparación dentaria o al agente cementante utilizado.

Sin embargo, al observar las fallas más comunes, nos damos cuenta que en la mayoría de los estudios evaluados no se especifican las condiciones bajo las cuales ocurrieron las mismas. Debido a esto resulta difícil determinar cuáles factores pudieron haber influido en una falla determinada:

Otro *factor que influye en la longevidad es la dureza del material cerámico*, la cual está determinada por la interrelación de varios factores, tales como la resistencia mecánica del casquete, fuerza oclusal, preparación dentaria, espesor de la cofia, espesor de la porcelana de recubrimiento, cemento utilizado y su grosor.

Ortop y colaboradores evaluaron la supervivencia de las coronas Procera Zirconio en el sector posterior, las cuales no presentaron fractura de casquete. Los autores señalan que esto se debe a la alta resistencia a la fractura que presenta este material (1155.2 MPa), haciéndolo idóneo para resistir las cargas en el sector posterior.

Bindl y Mormann evaluaron casquetes In – Ceram Alúmina (530MPa) y Spinell (281 MPa) confeccionados por CEREC en el sector posterior. Se presentaron dos fracturas de casquete en coronas InCeram Alúmina en un mismo paciente que presentó bruxismo. Esto se contrapone con los valores de resistencia a la fractura que presenta cada material, por lo que estos resultados no son compatibles con el concepto de que una mayor resistencia del material del casquete conduce a una mayor seguridad frente a las fracturas.

Es importante destacar otro estudio realizado por Bindl y Mormann, donde se observó un comportamiento clínico similar entre coronas confeccionadas a partir de un monobloque MKII (121 MPa) y coronas confeccionadas a partir de InCeram Spinell (casquete/porcelana de recubrimiento) (283 MPa). Estos resultados son relevantes por el hecho de ser el único estudio que compara ambas técnicas (una capa y doble capa) y cuyos resultados son similares independientemente de la resistencia a la fractura presentada por ambos materiales.

En cuanto a la relación entre preparación dentaria y dureza, Zitzmann y colaboradores, observaron 1 fractura de una corona posterior Procera AllCeram por falta de reducción oclusal de la preparación debido a que existía poco espacio interoclusal. Por otra parte, Kokubo y colaboradores, adjudicaron las fracturas de porcelana de recubrimiento de coronas posteriores Procera AllCeram, a una superficie oclusal plana (techo inverso). La falta de reducción oclusal durante la preparación de un diente, podría dar lugar a una corona con baja resistencia para soportar las fuerzas intraorales.

Existen estudios que señalan que la cementación adhesiva aumenta la resistencia a la fractura. Dwan y colaboradores observaron que el cemento resinoso (Panavia 21) presentaba una mayor resistencia a la carga (225 kg) en comparación un cemento híbrido de ionómero de vidrio (Fuji Plus, 214.6 Kg) y el cemento fosfato de zinc (153.5 kg). Así mismo, Mormann y Bindl registraron valores ante la carga estática de 3132 N para las coronas con cementación adhesiva en contraste con 1680 N para las coronas con cementación no adhesiva. Sin embargo, en los estudios de longevidad, no se especifica el tipo de cemento utilizado en las coronas que presentaron fractura.

Con respecto a la influencia del grosor del casquete y de la cerámica de recubrimiento en la dureza de las coronas, solo en el estudio de Zitzmann y colaboradores se relacionó la fractura de la corona a un reducido grosor del casquete y de la porcelana de recubrimiento debido a un mínimo espacio interoclusal.

Los estudios de *longevidad que mencionan la respuesta periodontal de las coronas fabricadas por Procera y por CEREC*, presentan diferencias notables.

Varios estudios de 5 a 10.5 años de evaluación, indican que el índice de placa (PI) e índice gingival (GI) tienden a ser mayores en dientes con coronas Procera AllCeram que los dientes contralaterales como grupo control (Fradeani y cols, 2005; Walderhaug y cols, 1993; Oden y Andersson, 2001). En todos estos estudios, los márgenes fueron ubicados subgingivalmente y el gap marginal fue clínicamente aceptable. Varios autores concluyen que, si factores como ubicación de la línea de terminación, el ajuste marginal, el material de la corona y el contorno de la corona no son apropiadamente manejados, pueden crear nichos de crecimiento

de placa. Esto favorece un ambiente protector para una flora más patogénica y virulenta, contribuyendo a la iniciación o progresión de la enfermedad periodontal (Odman y cols, Kosyfaki et.al, 2010).

Por otra parte, los estudios CEREC que evalúan coronas MKII, InCeram Spinell y InCeram Alúmina en un periodo de 2 a 5 años, indican que los índices de placa y sangrado fueron significativamente bajos en todos los tipos de coronas en comparación al grupo control (dientes contralaterales). Así mismo, no existieron diferencias significativas en los índices de placa y sangrado entre estos tipos de coronas cerámicas (Bindl y Mormann, 2002 y 2004). Los márgenes fueron ubicados subgingivalmente y el gap marginal fue clínicamente aceptable.

Al ver estas diferencias es curioso que sistemas cerámicos similares (CEREC y Procera), presenten un comportamiento periodontal tan distinto en comparación a un diente natural.

Respecto al *comportamiento estético que presentan las coronas totalmente cerámicas confeccionadas con CEREC y Procera* es de notar que únicamente 3 estudios evalúan dicho parámetro.

El estudio de Odman y Andersson, de coronas Procera AllCeram, destacó que el 92% de los pacientes consideraban sus restauraciones estéticamente aceptables mientras que el clínico señaló que sólo el 59% de las coronas eran aceptables. Por otra parte, Kokubo señaló que el color, superficie y forma anatómica de las coronas Procera AllCeram fue satisfactorio, y califico a más del 90% de las coronas como “excelente” luego de 5 años de evaluación.

Bindl y Mormann en sus estudios de coronas CEREC (In-Ceram Alúmina e In-Ceram Spinell y MKII) presentaron buenos resultados respecto al color, translucencia y textura superficial para todos los tipos de coronas. Sin embargo, estos autores postulan que las coronas recubiertas con porcelana continúan ofreciendo mayores ventajas estéticas en comparación a las coronas mono-cerámicas.

Es importante recalcar que en los estudios de ambos sistemas se utilizaron diferentes criterios de evaluación (USPHS y CDA). Así mismo debemos mencionar que la calidad estética de una corona puede estar influida por diferentes factores y la valoración de la misma es muy subjetiva pudiendo variar entre la evaluación clínica y la del paciente, lo que no quiere decir que no se pueda estudiar el problema de forma más científica y objetiva.

Al momento de evaluar la calidad de una restauración y el éxito clínico referido a la longevidad, *el ajuste marginal es un criterio esencial*. Al revisar la bibliografía del desajuste marginal de coronas totalmente cerámicas, observamos que hay un amplio intervalo de valores empíricos comprendidos entre 1-200 micras, hecho que pone de manifiesto la ausencia de un valor objetivo basado en la evidencia científica. (Ver tabla anexa # A).

Sin embargo, la mayoría de los autores admiten 120 micras como el desajuste máximo tolerable, por lo que utilizaremos este parámetro para valorar el desajuste marginal de las coronas periféricas completas como clínicamente aceptable.

Al observar los valores de desajuste marginal de coronas fabricadas con los sistemas CAD/CAM CEREC y Procera, nos damos cuenta que los resultados de ambos sistemas se encuentran dentro de lo que consideramos clínicamente aceptable, siendo el sistema Procera el que presenta los valores más bajos. (Ver tabla III).

Los resultados de discrepancia marginal per se, pueden verse influidos por el diseño metodológico del estudio. Al analizar críticamente dichos diseños, es preciso mencionar que presentan diferencias notables en cuanto a la terminología, ubicación y cantidad de puntos de medición, técnica e instrumento de medición, entre otros.

Los puntos de referencia para medir el desajuste y la terminología descriptiva para definir "ajuste", varían considerablemente entre los investigadores. A menudo el mismo término es utilizado para referirse a diferentes medidas. Esto significa una constante fuente de confusión cuando se comparan diferentes estudios (Holmes y cols, 1989; Lin y cols, 1998).

Por otra parte, *no existe igualdad en el número de puntos de medición, ni en la localización de los mismos, por lo que determinamos que no existe un método estandarizado para medir el desajuste marginal.* Groten y colaboradores, publicaron un artículo en donde se evaluó el desajuste del límite marginal e interno de las coronas totalmente cerámicas en 50 puntos equidistantes distribuidos en las caras proximales (30 puntos) y 20 puntos en la cara oclusal. Este estudio demostró que aunque el aumento del número de puntos medidos a ser observados aumente el tiempo dispendido en las mediciones, es un número que calculado estadísticamente, produce resultados significativamente relevantes en el análisis del ajuste marginal. *Por lo que, estudios con menos de 50 mediciones por corona, dan como resultado valores con poca relevancia clínica* (Groten y cols., 1997). (Ver tabla anexa # B).

Entre los estudios que evalúan la *discrepancia marginal de las coronas Procera AllCeram*, 5 artículos pueden ser comparables desde el punto de vista de su similitud metodológica (May y cols, 1998 ; Boening y cols, 2000; Kokubo y cols, 2005 ; Rahme y cols, 2008 y Sulaiman y cols, 1997). (Ver tabla IV).

Al observar los resultados presentados en estos estudios (ver tabla de resultados), un factor que pudo haber afectado la obtención de los valores de desajuste marginal es el **método de medición**. May y colaboradores utilizaron videografía láser, la cual proporciona una dimensión física del espacio tridimensional entre la corona y el troquel.

A diferencia de este estudio, los estudios realizados por Boening y Kokubo utilizaron la técnica de replica con silicona, que posteriormente fue seccionada y evaluada con un instrumento de medición (proyector de perfil y microscopio MZ 12). Los resultados obtenidos dependen muchas veces del reconocimiento preciso del margen de la corona y de la línea de terminación. Así mismo, las medidas realizadas por un microscopio óptico pueden ser defectuosas debido a la limitada profundidad del campo. A menos que los 2 puntos que van a ser medidos se encuentren en el mismo plano, no es posible enfocar ambos puntos al mismo tiempo. En comparación, el proyector de perfil presenta una visión del troquel y el espécimen en un mismo plano lo que permite un mejor enfoque.

Por otra parte, los instrumentos de medición utilizados en estos estudios proporcionaron bases de datos limitados a partir de puntos de medición ampliamente separados, por lo que los promedios de estas mediciones podrían disfrazar puntos locales con desajustes marginales amplios y conducirnos a falsas conclusiones. De la misma manera, los promedios calculados de las dimensiones han demostrado excesivas desviaciones estándar. Subsecuentemente, han surgido inquietudes con respecto a la utilización de estos métodos y a la exactitud de la base de datos utilizada para la documentación del ajuste de las coronas.

En los tres primeros estudios analizados, los autores trataron de encontrar una relación entre el ancho del gap marginal y la ubicación del diente en la arcada (anterior o posterior); y entre el ancho del gap marginal y la ubicación del punto de medición dentro del margen de la misma preparación dentaria (mesial, distal, vestibular y lingual o palatino).

Los resultados obtenidos en el estudio in-vivo realizado por Boening y colaboradores nos muestran una tendencia de las coronas posteriores a presentar mayores desajustes marginales en comparación con las coronas anteriores. Esto podría ser de importancia clínica ya que las coronas totalmente cerámicas pueden presentar una baja resistencia a la fractura. Estos resultados in-vivo podrían explicarse a partir de que en la práctica diaria, preparaciones dentarias óptimas e impresiones precisas son más fáciles de realizar en el sector anterior que en el posterior. Además, puede ser más difícil preparar y obtener un chamfer en las caras proximales y linguales en comparación con las vestibulares. Sin embargo, estas diferencias en los valores de desajuste marginal no pueden ser atribuidas únicamente a imponderabilidades clínicas, ya que estas diferencias también fueron encontradas en el estudio in-vitro realizado por May y colaboradores.

Por otra parte, en el estudio realizado por Kokubo y colaboradores no se encontraron diferencias significativas en los promedios de desajuste marginal entre los grupos de dientes anteriores, premolares y molares. A pesar de esto, al momento de evaluar los resultados podemos observar que las desviaciones estándar fueron grandes (36 +/- 36 micras, 32 +/- 32 micras y 35 +/- 33 micras), lo que podría ser explicado como una consecuencia de que solo se realizaron 4 mediciones en el margen de cada corona.

Rahme y colaboradores a diferencia de todos los otros estudios, evaluaron el desajuste marginal de los *casquetes Procera*. Al momento de evaluar el desajuste marginal mediante la técnica de replica con silicona, podemos observar que los valores obtenidos fueron bastante buenos. Sin embargo, hay que considerar que en este estudio, a diferencia de los otros estudios que evalúan las coronas, se elimina el factor de contracción de la porcelana de recubrimiento.

Consideramos de importancia incluir en este análisis, el estudio in-vitro de Sulaiman y colaboradores, donde compararon la discrepancia marginal de 3 sistemas totalmente cerámicos (In-Ceram, IPS Empress y Procera). Este estudio, al igual que los otros mencionados anteriormente, hace referencia a la relación existente entre el ancho de la discrepancia marginal y la ubicación de la medición dentro del margen de la corona (mesial, distal, vestibular o lingual). Estos autores explican este fenómeno como una consecuencia de la distorsión no uniforme de la porcelana durante la cocción y a la forma asimétrica del margen del casquete. En este estudio, al igual que en el estudio de Boening y colaboradores, el margen lingual de las coronas totalmente cerámicas de los 3 sistemas fue el que presentó discrepancias marginales significativamente

mayores en comparación a las otras superficies. Esto podría explicarse por la mayor cantidad de contracción en esta superficie como consecuencia de un mayor volumen de porcelana.

Los valores de desajuste marginal obtenidos por todos estos estudios se encuentran dentro de lo que anteriormente consideramos como clínicamente aceptable. Sin embargo, es a partir de un análisis de los mismos que estimamos que, a juicio propio, el estudio de May y colaboradores es el que nos aporta resultados en base a un enfoque metodológico bien diseñado y estandarizado. Esto convierte estos resultados en datos de validez al momento de analizar el desajuste marginal de las coronas totalmente cerámicas fabricadas por el sistema Procera.

Al momento de evaluar la *discrepancia marginal de las coronas fabricadas por el sistema CEREC 3*, encontramos tres artículos que pudieron ser contrastados, puesto que presentan diseños metodológicos similares (Akbar y cols, 2006; Nakamura y cols, 2003; Tsitrou y cols., 2007). (Ver tablas V).

El estudio de Akbar y colaboradores es el único que valora cada punto de medición de forma individual y en base a esos valores cataloga cada espécimen como clínicamente aceptable. Este artículo tomó como parámetro los resultados obtenidos por Nakamura para fundamentar su estudio. El espacio de cementación utilizado fue de 25 micras, similar al espacio de cementación del estudio de Nakamura y colaboradores.

Si comparamos los resultados de Akbar y Nakamura, bajo los mismos parámetros (misma línea de terminación: hombro redondeado y espacio de cementación similar 30 y 25 micras), podemos notar una ligera diferencia de 10 micras, presentando mejores resultados las coronas de Akbar y colaboradores. Estas diferencias pueden deberse a factores tales como: diferencias en los instrumentos de medición (proyector de perfil vs. SEM) y número de puntos medidos (Nakamura mide 4 puntos, 1 en cada pared axial; Akbar mide 60 puntos, 15 en cada pared axial). Sin embargo, a pesar de la meticulosidad metodológica del estudio de Akbar (número y descripción de las mediciones), se realizaron ajustes internos en las coronas hasta lograr su completo asentamiento.

Tsitrou y colaboradores, quienes utilizaron un espaciado de cementación de 10 micras, obtuvieron mayores valores de desajuste en contraste con los resultados mencionados anteriormente de Akbar y Nakamura. Al comparar el estudio de Tsitrou con el de Nakamura, ambos con espaciado de cementación de 10 micras, podemos observar valores similares de desajuste marginal. Estos resultados están en concordancia con lo postulado por el estudio de Nakamura y colaboradores, quienes comprobaron que los promedios de desajustes marginales son elevados (95 a 108 micras) cuando se fija el espaciado de cementación en 10 micras en comparación cuando se fija en 30 o 50 (53 a 67 micras).

Es de resaltar que el estudio de Tsitrou y colaboradores es el único que menciona la importancia de la calibración del software y de la máquina de fresado, además del recambio de fresas cada vez que es tallado un set de coronas. Estos detalles son la implicancia de la rigurosidad y seriedad del desarrollo de un estudio. Esto aumenta la credibilidad de los resultados de estos autores al momento de ser comparados con estudios similares.

Es de importancia destacar el número limitado de estudios publicados sobre el ajuste marginal de coronas CEREC existen en la literatura.

Al momento de realizar una *comparación entre ambos sistemas CAD/CAM*, se encontró únicamente 1 artículo que comparaba el ajuste alcanzado por ambas técnicas, bajo las mismas condiciones. (Lee y cols., 2008; Bindl y Mormann 2005).

Lee y colaboradores concluyeron que las casquetes Procera (72.2 ± 7.0 micras) mostraban una discrepancia significativamente menor que las coronas Procera (89.6 ± 9.5 micras) y las Coronas CEREC 3D (94.4 ± 11.6 micras). Sin embargo, no hubo diferencia estadísticamente significativa entre las coronas CEREC y Procera.

Es importante destacar el aspecto metodológico poco exigente de este estudio, en comparación con el estudio de May y colaboradores, en cuanto a la localización de las mediciones. A pesar de que midieron 50 puntos en toda la circunferencia del margen, estos fueron tomados al azar, sin explicar la cantidad de los mismos por cara. Esto no se encuentra en concordancia con lo postulado por Groten y colaboradores, por lo que consideramos que es importante realizar estas mediciones de manera sistemática y aclarar los puntos medidos para poder realizar comparaciones con otros estudios y llegar a conclusiones más certeras.

Al confrontar los resultados de discrepancia marginal obtenidos para las coronas CEREC 3D en este estudio con las mediciones obtenidas en estudios anteriores (Nakamura y cols.; Akbar y cols.; Tsitrou y cols.), podemos notar que bajo parámetros de diseño de preparación similares presentaron resultados distintos (Ver tabla V). Sin embargo, el estudio de Lee y colaboradores es el único que no señala el espaciado de cementación aplicado en sus coronas por lo que deducimos, debido a la similitud de sus resultados al estudio de Tsitrou, que es probable que el espaciado de cementación haya sido de 10 micras.

Así mismo las diferencias podrían ser consecuencia de varios factores tales como: fuerzas de asentamiento de las coronas al troquel, tipo de troquel utilizado para realizar la medición, instrumental de medición y localización y cantidad de puntos medidos. Nos parece curioso que sucedan diferencias entre los valores obtenidos por Akbar, Nakamura, Tsitrou y Lee de 41 a 48 micras.

Al momento de contrastar este último artículo de Lee y colaboradores con los estudios de Procera (May y cols., Boening y cols., Kokubo y cols.) analizados anteriormente, podemos observar que los resultados obtenidos son muy discrepantes con un rango de valores que oscila desde las 32 micras hasta las 145 micras. (Ver tabla IV). Esto puede deberse a que existen diferencias significativas tanto en el diseño de la línea de terminación, como en la ubicación y cantidad de puntos de medición y en el instrumento de medición utilizado.

Para los fines de esta revisión, existe un factor, que no ha sido dilucidado por parte del fabricante, que podría estar influyendo en las variaciones de los valores de desajuste marginal obtenidos por el sistema Procera. Hacemos referencia a la magnitud de contracción del polvo de óxido de aluminio y al porcentaje de agrandamiento del troquel refractario. Un error al momento de compensar la cantidad de contracción resultaría en una pobre adaptación del casquete al

troquel, comprometiendo la integridad marginal, lo que parece ser una cuestión teórica bien controlada por un fabricante que no lo explica.

Así mismo, se ha descrito que para el sistema Procera la recolección de datos es determinada por la sensibilidad de la sonda. Esta tiene un error, relacionado a la forma, máximo de 10 micras en cada revolución. El error máximo que ha sido encontrado para la sonda y el proceso de fresado ha mostrado ser de menos de 100 micras. Por lo tanto, la dimensión del troquel refractario es determinada por la precisión del software de la computadora. Este es un dato que también ha sido omitido en todos los estudios.

Debido a que ambos sistemas (CEREC y Procera), a pesar de ser CAD/CAM, utilizan distintas técnicas para la fabricación de sus coronas, resulta interesante evaluar de que manera factores inherentes pueden afectar el ajuste.

El *proceso de digitalización* de ambos sistemas tiene ciertas limitaciones que pueden afectar el ajuste tanto marginal como interno de las coronas. Estudios como el de Kokubo y colaboradores y Naert y colaboradores, al evaluar el ajuste de coronas Procera, concluyeron que el gap del ángulo redondeado interno del chamfer fue el más ancho de todo los puntos de referencia medidos. Este resultado es atribuido al diámetro de la punta de la sonda del escáner, ya que esta no puede alcanzar los puntos más profundos de la línea de terminación. En consecuencia, el clínico puede sentir que no existe un acople completo del casquete en el pilar dentario en comparación a los casquetes de las coronas convencionales (Kokubo y cols., 2005; Naert y cols., 2005).

El sistema CEREC puede realizar la adquisición de datos ya sea a través de una cámara (intraoralmente) o un escáner (extraoralmente), sin embargo todos los estudios de CEREC utilizan la cámara intraoral. Luthardt y colaboradores, al comparar ambas técnicas de digitalización del sistema CEREC, concluyeron que las coronas fabricadas a partir de datos adquiridos a través de la digitalización indirecta (214 – 494 micras) mostraron un mejor ajuste en comparación a las que fueron fabricadas a partir de datos ópticos (242 – 443 micras). Esta diferencia puede explicarse debido al principio de triangulación activa de la cámara digital que produce el fenómeno de la sombra distal. Además se especula que el polvo especial utilizado para eliminar las superficies brillantes de los tejidos blandos puede alterar la geometría de la preparación y por ende el ajuste.

A pesar de que ambas técnicas de digitalización son totalmente diferentes, existen pocos estudios en la literatura que las comparen.

Se ha postulado que el ajuste marginal resultante de las coronas Procera puede verse afectado por la contracción o deformación del material cerámico durante el proceso de cocción de la porcelana de recubrimiento. Lee y colaboradores, quienes obtuvieron valores de desajuste marginal mayores en casquetes con porcelana de recubrimiento (90 micras) en comparación a casquetes sin porcelana de recubrimiento (72 micras) (Lee y cols., 2008).

Así mismo, algunos autores opinan las variaciones en el comportamiento dimensional de los materiales de impresión como de los utilizados para vaciar los modelos maestros podrían distorsionar la información escaneada de la preparación dentaria, afectando el ajuste de las coronas. Rahme y colaboradores compararon el desajuste marginal promedio entre modelos coronas Procera fabricadas en modelos maestros de resina y de yeso piedra. Ellos observaron diferencias pronunciadas a nivel oclusal y axial, sin embargo, el gap marginal promedio fue estadísticamente similar entre ambos materiales. Existen pocos estudios que evalúen la influencia del comportamiento de estos materiales e el ajuste de las coronas totalmente cerámicas fabricadas por los sistemas CAD/CAM, por lo que no es posible establecer una relación directa entre ambas variables (Rahme y cols., 2009).

Sin embargo, a pesar de que el sistema CEREC es fabricado a partir de un bloque cerámico, por lo que no es necesario la confección de un modelo maestro ni un proceso de cocción, los valores de desajuste marginal obtenidos para el sistema Procera siguen siendo mejores según la literatura.

La ***configuración de la línea de terminación*** ha sido objeto de diversos estudios, sin embargo se han encontrado pocos estudios que evalúen la influencia de la línea de terminación en el ajuste de coronas totalmente cerámicas fabricadas por los sistemas CAD/CAM CEREC y Procera. (Ver tablas VI).

En el estudio de Suarez y colaboradores, aunque no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos diseños, la terminación en chamfer (26 micras) obtuvo resultados de desajuste marginal e interno menores en comparación al hombro redondeado (40 micras). La adaptación interna presentó variaciones significativas, mayor desajuste con el hombro redondeado. (Suarez y cols., 2003).

Es de destacar que los autores de este estudio postulan que es preferible un hombro redondeado a un chamfer para las coronas Procera AllCeram. ***Esto se contrapone a los mismos resultados obtenidos en el estudio y a los parámetros estipulados por los fabricantes de Procera.*** Sin embargo, ellos realizan esta acotación en base al sobrecontorneado horizontal y vertical presentado por las coronas chamfer a diferencia de las de hombro redondeado que solo presentaron sobrecontorneado horizontal.

Por otra parte, Akbar y colaboradores y Tsitrou y colaboradores determinaron que, en base a los resultados de su estudio y desde una perspectiva clínica, es preferible la utilización de una línea de terminación en hombro para las coronas confeccionadas con el sistema CEREC. Es probable que esta línea de terminación sea más fácil de visualizar por la cámara de impresión óptica, asegurando un mejor ajuste marginal (Akbar y cols., 2006; Tsitrou y cols., 2007).

Analizando estos resultados y tomando en consideración las diferencias entre ambos sistemas, podemos deducir que es la técnica de digitalización la que determina qué tipo de línea de terminación es la más adecuada y viable para cada sistema.

En concordancia con estos resultados todos los estudios analizados que evalúan el desajuste marginal de coronas Procera AllCeram utilizan una línea de terminación en chamfer mientras que los que evalúan el desajuste de las coronas CEREC utilizan el hombro redondeado.

Por otro lado, se ha tratado de investigar el *efecto que tiene el ángulo de convergencia de las paredes axiales en el ajuste de las coronas totalmente cerámicas*. Sin embargo, en los sistemas CAD/CAM únicamente se encontraron estudios para CEREC, probablemente debido a la captación óptica de este sistema.

Se ha postulado que grandes ángulos de convergencia oclusal permiten la obtención de mayores datos de la pared axial, lo que resulta en datos de mejor calidad para el proceso CAD de CEREC. Aunque, la obtención de mejores datos a través de una mayor convergencia pone en riesgo la retención y la resistencia del material cerámico.

Mou y colaboradores evaluaron la influencia de diferentes ángulos de convergencia (12 y 20 grados) y alturas de la preparación dentaria (4 y 6 mm) en la adaptación de las coronas CEREC. En este estudio no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los distintos tipos de preparaciones.

Nakamura y colaboradores observó que el ajuste interno de coronas CEREC fue significativamente menor cuando el ángulo de convergencia total fue de 4 grados en comparación a 8 o 12 grados de convergencia, independientemente del espacio de cementación. Sin embargo, las coronas con 12 grados de convergencia oclusal mostraron un mejor ajuste marginal, aunque no fue significativo. (Ver tabla IX)

Los autores sugieren que para obtener un ajuste aceptable de las coronas CEREC, basados en la imagen captada por el lector óptico, el ángulo de convergencia de las paredes axiales y la altura cervico oclusal de la preparación no deben ser mayor de 20 grados y 6 mm, respectivamente.

El *efecto del agente cementante en el desajuste marginal de las coronas* está basado en factores como el grosor, viscosidad del agente cementante y el espacio de cementación corona.

La viscosidad del cemento puede tener influencia al momento de cementar coronas periféricas completas, ya que es necesario un grosor mínimo (Lambrechts y cols., 1991). Es probable que los agentes cementantes que tienen baja viscosidad y un amplio tiempo de trabajo nos permitan trabajar por un mayor tiempo sin causar problemas de asentamiento.

En el pasado, se ha demostrado que los cementos resinosos son los que tienen el mayor grosor de película en comparación a otros cementos (Wu y Wilson, 1994; White y Yu, 1992), lo que se ve reflejado en los recientes estándares de la ISO que requieren de un grosor de película al momento de asentamiento de no mayor de 25 micras para los agentes cementantes a base de agua (International Organization for Standardization. ISO 9917-1: 2007); y no mayor de 50 micras para los cementos a base de resina (International Organization for Standardization. ISO No. 4049: 2000).

El Council On Scientific Affairs de la ADA, determinó que la mayoría de los cementos de Ionómero de vidrio modificados con resina poseían un grosor de película muy grande cuando eran probados cerca del punto límite de trabajo, especificado por el fabricante (Council On Scientific Affairs de la ADA, 2008).

Kious y colaboradores realizaron un estudio para comparar los grosores de película de 6 agentes cementantes, 2 ionómeros de vidrio modificados con resina (FujiCEM y RelyX Luting Plus), 2 cementos resinosos (Panavia 21 y RelyX ARC) y 2 cementos resinosos de auto curado. Ninguno de los agentes cementantes demostró un grosor de cemento que pudiera interferir con el asentamiento de una restauración en un periodo de 2 minutos luego de iniciada la mezcla, lo cual es un largo periodo de tiempo en el ambiente clínico (Kious y cols.2009).

Así mismo, según los resultados de este estudio, los cementos resinosos cumplen el estándar de 25 micras de los cementos a base de agua con una relativa facilidad. Por lo que no parece necesario que el clínico provea de un espaciado de cementación extra, al menos cuando se utilizan los cementos resinosos probados en este estudio (Kious y cols.2009).

Es importante señalar que el estudio realizado por Tsitrou y colaboradores obtuvo valores, después de la cementación de coronas CEREC con cemento resinoso RelyX Unicem, menores que la replica con silicona (Aquasil LV, Dentsply) (91 vs. 77 micras, respectivamente). Esto nos parece interesante ya que la mayoría de los estudios utilizan esta técnica como método fiable para medir el espacio virtual entre el casquete y el troquel, tanto interno como marginal. (Ver tabla X).

Al observar tan notoria diferencia entre estos resultados, es prudente señalar que los valores obtenidos en los estudios que utilizan esta técnica podrían ser menores si es que estas fueran cementadas. Es de destacar que la mayoría de los estudios Procera AllCeram analizados en esta investigación utilizan esta técnica de medición, por lo que los valores encontrados podrían ser menores de los presentados en los estudios.

En contraposición con lo anterior, Rahme obtuvo valores similares de desajuste marginal de coronas Procera Allceram, al momento de comparar la técnica de replica con silicona (President Light) y el cemento de ionómero de vidrio (55.18 vs.55.50 micras, respectivamente). (Ver tabla XI)

Los resultados de este estudio nos hacen reflexionar en cuanto a la necesidad de encontrar un material que presente una fluidez cercana a la del agente cementante y de esta manera estandarizar esta técnica.

Cabe señalar que en estos sistemas CAD/CAM es posible establecer un **espaciado de cementación, determinado por el clínico a través del software del sistema al momento del escaneado, el cual influye en la adaptación marginal.** Se ha postulado que existen fuerzas hidrodinámicas durante la cementación, por lo que **se debe proveer de un espacio adecuado axial y oclusal al momento de diseñar el casquete al momento de usar los sistemas CAD/CAM, excepto para la línea de terminación.**

Nakamura y colaboradores, realizaron un estudio para examinar el efecto que tiene el espacio de cementación, determinado en la computadora, en el ajuste interno y marginal de las coronas totalmente cerámicas fabricadas con el sistema **CEREC 3**. El desajuste marginal presentado en las coronas con un espaciado de 10 micras oscilo entre 95 y 108 micras. Por otra parte, cuando el espacio de cementación fue determinado en 30 a 50 micras, el desajuste marginal oscilo entre 57 a 67 micras (Nakamura y cols., 2003). Akbar y colaboradores, explican que este fenómeno se debe a que probablemente la corona toca suavemente el pilar cuando el espacio de cementación es de 10 micras. (Ver tabla IX)

Estudios previos señalaban que un espacio de cementación aumentado incrementa el riesgo de fractura de la cerámica mientras que una capa de cemento extremadamente delgada aumenta la contracción por estrés generada durante la polimerización, la cual puede alcanzar un nivel crítico e inducir la descementación prematura de la unión adhesiva (Molin y Colaboradores, 1996; Felizer y Cols., 1989; Rees y Jacobs, 1992).

La microfiliación puede estar relacionada al desajuste marginal, aunque no se ha demostrado una fuerte correlación entre ambos factores en las coronas completas (Gu y Kern, 2003; Kldd y cols., 1996; Pilo y Cardash, 1998; Plwowarczyk y cols., 2005; Selberg, 1957; Tjan y Cols., 1992 y 1991; Walton y Cols., 1986; White y Cols., 1994; 1992; 1995). Los autores han señalado que una interacción compleja entre variables relacionadas a la restauración dental, el agente cementante y la estructura dentaria podría tener influencia en la microfiliación.

Albert y colaboradores postulan que el cemento de fosfato de zinc, presenta los valores más altos de microfiliación en comparación con los agentes cementantes basados en Ionómero y resina. Una hipótesis es que la mayor solubilidad de este cemento (fosfato de zinc) acelera el proceso químico de disolución (Jacobs y Windeler, 1991). Sin embargo, aun con estas desventajas, los reportes clínicos presentan tasas positivas de supervivencia para las coronas completas cementadas con cemento de fosfato de zinc (Goodacre y cols., 2003), (Kidd y cols., 1996), (Schwartz y cols., 1970), (Walton y Gardner, 1986), (White y Cols, 1994).

Albert y colaboradores encontraron microfiliación en el 32% de los márgenes de las coronas Procera Allceram, en la interfase del casquete con el cemento, mientras que ninguna microfiliación de este tipo fue encontrada en el grupo control (coronas metalcerámicas). Además, los resultados de adaptación marginal revelaron diferencias significativas entre las coronas Procera Allceram (54 μ m) y las coronas metal-cerámica (29 μ m). Sin embargo, para el mismo tipo de corona, una diferencia en el tamaño del desajuste marginal no siempre se correlacionaba con las puntuaciones de microfiliación. Por ejemplo, mientras que las coronas metal-cerámica cementadas con cementos resinosos presentaron un desajuste marginal promedio de 25 micras y las cementadas con cemento de ionómero de vidrio un promedio de 27 micras, los valores de microfiliación para las coronas metal-cerámica cementadas con cemento resinoso fueron superiores al de las cementadas con cemento de ionómero de vidrio. Los autores de este estudio postulan que esto puede deberse a la naturaleza de la adhesión a la dentina, una siendo química y la otra micro mecánica. Los autores observaron que en ambos tipos de coronas, el uso de cementos resinosos resultaron en los mayores porcentajes de puntuaciones de 0 microfiliación en comparación al cemento de fosfato de zinc que presento los más altos porcentajes. (Albert y cols., 2004).

VII. CONCLUSIONES

1. Los sistemas CAD/CAM CEREC y Procera presentan pequeñas diferencias clínicas y tecnológicas en cuanto a sus procesos de fabricación. Sin embargo, cumplen con los parámetros clínicamente aceptables.
2. La falla más común en ambos sistemas fue la fractura del casquete y su porcelana de recubrimiento, en el sector posterior, seguida en menor grado por la fractura de la cerámica de recubrimiento. Ambos sistemas, CEREC y Procera, tienen índices de supervivencia similares por lo que no presentan diferencias.
3. Existe evidencia que la dureza del material cerámico si influye en la longevidad de las coronas periféricas completas fabricadas tanto por el sistema CEREC como el sistema Procera. Además, factores como la resistencia mecánica del casquete, fuerza oclusal, preparación dentaria, grosor de la cofia y de la porcelana de recubrimiento y cemento utilizado inciden en ello.
4. Existe poca evidencia en la literatura que nos permita determinar la respuesta periodontal de las coronas CEREC y Procera, aunque la mayoría de los autores establecen que un mal manejo de la ubicación de la línea de terminación, desajuste marginal, material de la corona y contorno de la misma puede favorecer una respuesta inflamatoria clínica. Es debido a esto que no se pueden establecer diferencias, en cuanto a este factor, entre ambos sistemas.
5. Existe muy poca evidencia en la literatura respecto al aspecto estético de los sistemas CEREC y Procera. En general ambos sistemas son estéticos, sin embargo presentando Procera una ligera ventaja sobre el sistema CEREC.
6. Los valores de desajuste marginal de las coronas periféricas completas totalmente cerámicas CEREC y Procera se encuentran dentro de lo considerado como clínicamente aceptable, sin embargo la diferencia entre ambos sistemas radica en que las coronas Procera presentaron los menores valores de desajuste marginal.
7. Los dispositivos utilizados en los sistemas CEREC y Procera para la captación de datos (cámara o escáner) poseen factores inherentes que pueden incidir negativamente en el ajuste marginal de las coronas periféricas completas. Se pudo establecer que CEREC con su sistema de lector óptico intraoral, a diferencia del escáner Procera, presenta mayor influencia en el resultado de desajuste marginal.
8. Existen pocos estudios que evalúan la influencia de procesos de fabricación de la técnica de doble capa del sistema Procera (contracción de la porcelana de recubrimiento, deformación de los materiales de impresión y vaciado) en el desajuste marginal de sus coronas, por lo que no es posible establecer una relación directa entre estas variables. Por el contrario, el sistema CEREC al utilizar una técnica de una capa se ausenta de dichas variables.

9. El diseño de la línea de terminación afecta la calidad de la captación de datos de la preparación lo cual influye en el desajuste interno y marginal de la corona. Por lo que, en base al tipo de escáner, ambos sistemas utilizan diferentes diseños de línea de terminación. Se recomienda para el sistema CEREC la línea de terminación en hombro y para Procera la línea de terminación en chamfer.
10. La convergencia de las paredes axiales afecta la captación de datos ópticos por la cámara intraoral del sistema CEREC. A diferencia de esto, no existe evidencia en la literatura, sobre el sistema Procera, que establezca una relación entre estas variables.
11. Existen pocos estudios que evalúan el efecto del agente cementante en el desajuste de las coronas CEREC y Procera, de manera que no se pueden establecer diferencias.

VIII. SUGERENCIAS

Como las investigaciones mostraron resultados poco comparables por diferencias metodológicas, se sugiere:

1. Realizar investigaciones clínicas con un diseño estándar y criterios más universales (CDA, USPHS, entre otros) que evalúen el comportamiento clínico de las coronas totalmente cerámicas después de 10, 15 y 20 años, y de esta manera conocer los índices de supervivencia o longevidad de estas restauraciones.
2. Estandarizar la terminología respecto de desajuste marginal utilizada en la literatura.
3. Realizar investigaciones in - Vitro para medir el desajuste marginal por medio de una metodología rigurosa y similar que permitan generar resultados comparables y, en lo posible, realizar meta-análisis y estudios comparativos para que el clínico pueda formarse un juicio de valor basado en la evidencia científica para la elección del mejor sistema a utilizar en cada caso clínico.
4. Se sugiere que el clínico conozca las características, limitaciones y diferencias de cada sistema, que si bien no son sustanciales, pueden mejorar la indicación clínica correcta para cada uno de ellos.

IX. COMENTARIOS

1. Al iniciar esta investigación, se pretendía realizar una revisión sistemática de la literatura, cuyos parámetros están regidos por la Cochrane Library que describe detalladamente los puntos a seguir al momento de realizar un meta-análisis.
2. Pero al momento de evaluar todos los artículos seleccionados y su respectiva validez bajo los parámetros de la misma entidad, nos encontramos con que existían factores relacionados a la metodología utilizada (tipo de estudio, ubicación y cantidad de puntos medición, técnica de medición del desajuste marginal, tipo de microscopio utilizado y la magnificación utilizada para la medición) en cada uno de los estudio que podrían estar influyendo en la evaluación del desajuste marginal de las coronas y por lo tanto en la valoración de los resultados por parte del clínico. Las diferencias en la validez de los estudios incluidos pueden explicar la variabilidad de sus resultados.
3. A pesar de estas diferencias metodológicas, no dejamos de evaluar críticamente todos los estudios de manera sistemática, por esta razón determinamos realizar una revisión actualizada de la literatura.

X. RESUMEN

El propósito de esta investigación fue estudiar comparativamente los sistemas CEREC y Procera a través de una revisión actualizada de la literatura. Se pretendió establecer un estado actual del comportamiento clínico a largo plazo de las coronas periféricas completas, confeccionadas por ambos sistemas, con énfasis en el desajuste del límite marginal.

Se realizó una recopilación de información por medio de una búsqueda en PubMed Medline. A todos los artículos seleccionados se les aplicó criterios de inclusión y exclusión, para obtener al final un total de 20 publicaciones para cumplir con el objetivo del estudio.

Los sistemas CEREC y Procera presentaron pequeñas diferencias clínicas en cuanto a sus procesos de fabricación, sin embargo cumplen con los parámetros clínicamente aceptables. La falla más común de ambos sistemas fue la fractura del casquete y su porcelana de recubrimiento, sin embargo ambos presentaron índices de supervivencia similares. La dureza del material influye en la longevidad de las coronas. Existe poca evidencia que determine la influencia de la respuesta periodontal y la estética.

Los valores de desajuste marginal de ambos sistemas se encuentran dentro de lo clínicamente aceptable (\leq que 120 micras), siendo Procera el que presenta los menores valores. Factores como la digitalización, líneas de terminación, convergencia de las paredes axiales y espaciado de cementación pueden influir en menor o mayor medida en el desajuste marginal.

Son necesarias investigaciones clínicas e in-Vitro con diseños estandarizados y criterios más universales que generen resultados comparables para que el clínico pueda formarse un juicio de valor basado en la evidencia científica.

XI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abbate M, Tjan A, Fox W. **Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems.** *J Prosthet Dent* 1989;61:527-531.

Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. **Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations.** *Dent Mater* 2005; 21: 984-91.

Alves Cardoso, Rielson y Nogueira Goncalves, Elenice.2003.Estética Dental: Nueva Generación. Primera Edición. Editorial Artes Médicas latinoamericana. Sao Paulo, Brasil. Página 212.

Alves Cardoso, Rielson y Nogueira Goncalves, Elenice.2003.Estética Dental: Nueva Generación. Primera Edición. Editorial Artes Médicas latinoamericana. Sao Paulo, Brasil. Cuadro 11.4 modificado pagina 213.

American Dental Association. ANSI/ADA Specification No. 8 for zinc phosphate cement. In: Guide to dental materials and devices, 5th ed., American Dental Association, Chicago, 1970-71.

Andersson M, Razzoog ME, Lang BR, Oden A, Hegernbarth EA. **Procera: a new way to achieve an all ceramic crown.** *Quintessence Int* 1998;29:285-96.

Aschheim, Kenneth. Dale, Barry. 2002. Odontología Estética, Una aproximación clínica a las técnicas y los materiales. Elseviere Science. Segunda Edición. Pág.: 472.

Awliya WA, Yarman P, Razzoog ME, Dennison JB. **Bond strength of four resin cements to alumina core /abstract 2885/** *J Dent Res* 1996: 75:378.

Bass EV, Kafalias MC. **Systematized procedure of crown preparation.** *J Prosthet Dent* 1989; 62: 400-405.

Becker CM, Kaldahl WB. **Current theories of crown contour, margin placement and pontic design.** *J Prosthet Dent* 1981;45:268-277.

Belser U, Mac Entee M, Richter W. **Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: A scanning electron microscope study.** *Journal of Prosthetic Dentistry.* 1985; 53:24-33.

Bergenholtz G, Cox CF, Loesche WJ, et al. **Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the pulp.** *J Oral Path* 1982; 11: 439-450.

Beschnidt SM, Strub JR. **Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth.** *J Oral Rehabil* 1999;26:582-93.

Beuer, J. Schweiger, D. Edelhoff. **Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD CAM generated restorations.** *Dental Journal* 2008; 204: 505-511.

Bindl A, Mormann W. **An up to 5 years clinical evaluation of posterior In – Ceram CAD /CAM Core Crowns.** *Int J Prosthodont* 2002;15:451-456.

Bindl A, Mormann WH. **Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown copings on chamfer preparations.** *J Oral Rehabil* 2005;32:441-7.

Bindl A.; Mormann W.H. **Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD-CAM generated partial crowns.** *Eur. J. Oral. Sci.*, v.111, n.2, p. 63-9, 2003.

Blixt M, Adamczak E, Linden LA, Oden A, Arvidson K. **Shear Bond strenght of luting cement to alumina and dentin /abstract 468/.** *J Dent Res* 1997;76:72

Bjorn AL, Bjorn H, Grkovic B. **Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bond level. Part I: crowns.** *Odontostomatology Revue.* 1970;21:337-346.

Blixt M, Adamczak E, Linden LA, Oden A, Arvidson K. **Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements.** *Int Prosthodontic* 2000;13: 221-226

Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. **Clinical Fit of Procera Allceram crowns.** *J Prosth Dent* 2000;84:419-24.

Bottino, Marco Antonio. 2001. *Estética en Rehabilitación Oral Metal Free.* Editorial Artes Médicas. Primera edición.

Castelani D, Bacceti T, Clauser C, Bernardini UD. **Thermal distortion of different materials in crown construction.** *J Prosth Dent* 1994;72:360-6.

Catalogo Nobel Biocare – Escaner Piccolo, 2004-2009.

Catalogo NobelBiocare. “Enter the creative circle NobelRondo” – 2005.

Catalogo NobelBiocare. “Enter the creative circle NobelRondo” – 2005.

Chan C, Haraszthy G, Geis-Gerstorfer J, Weber H, Huettemann H. **Scanning electron microscopic studies of the marginal fit of three esthetic crowns.** *Quintessence Int* 1989;20:189-93

Chiche G.J, Pinault A. **Esthetic of anterior fixed prosthodontics.** *Chapter 5, p.77-114, Quintessence,1994.*

Cho L, Song H, Koak J, Heo S. **Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: effect of variations in preparation design.** *J Prosthet Dent* 2002;88:388-95.

Christensen GJ. **Marginal fit of gold inlay castings.** *J Prosthet Dent* 1966;16:297- 305.

Citado por Bottino, Marco Antonio. 2001. *Estética en Rehabilitación Oral Metal Free*. Editorial Artes Médicas. Primera edición. Pág. 128.

Coli P, Karlsson S. **Fit of new pressure-sintered zirconium dioxide coping.** *Int J Prosthodont.* 2004;17:59-64.

Cooney J, Richter W, Mac Entee M. **Evolution of ceramic margins for metal-ceramic restorations.** *Journal of Prosthetic Dentistry.* 1985;54:1-5.

Council On Scientific Affairs de la ADA, 2008. Glass Ionomer – containing cement :laboratory testing method . ADA Professional Product Review 2008;3:1-6

Davis DR. **Comparison of fit of two types of all-ceramic crowns.** *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1988;59:12-6.

Dwan A, Yarnan P, Razzog ME. **Effect of the cement on fracture resistance of all ceramic crowns /Abstract 2136/** *J Dent Res* 1996;75:284

Dedmon HW. **The relationship between open margins and margin designs on full cast crowns made by commercial dental laboratories.** *J Prosthet Dent* 1985;53:463-6.

Degrange M, Cheylan JM, Samama Y. **Prosthodontics of the future: cementing or bonding?**In: Roulet JF, Degrange M, editors. *Adhesion—the silent revolution in dentistry.* Chicago: Quintessence; 2000. p. 277-301.

Douglas RD, Prybylska M. **Predicting porcelain thickness required for dental shade matches.** *J Prosthet Dent* 1999;82:143-9.

Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. **Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers.** *J Dent Res* 1989; 68: 48-50.

Fradeani M, D Amelio M, Redermani M, Corrado M. **Five year follow up with Procera All Ceramic Crowns.** *Quintessence Int* 2005;36:105-113.

Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R. **The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study.** *Dent Mater* 1985; 1:197-9.

Gardiner FM. **Margins of complete crowns – literature review.** *J Prosthet Dent* 1982;48:396-400.

Giordano R. **Dental ceramic restorative systems.** *Compendium.* 1996; 17: 779-793.

Goes, M. F. 1998. **Restauraciones Estéticas en dientes posteriores.** Capítulo: Cementos resinosos. Primera Edición. Editorial Artes Médicas. Sao Paulo.

Goodacre C, Campagni, W y Aquilino, S. **Tooth preparation for complete Crowns: An art form based on scientific principles.** *J Prosthet Dent* 2001;85:363-76.

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. **Clinical complications in fixed prosthodontics.** *J Prosthet Dent.* 2003;90:31-41.

Grasso JE, Nalbandian J, Sanford C, Balit H. **Effect of restoration quality on periodontal health.** *J Prosthet Dent* 1985;53:14-19.

Grey NJA, Piddock V, Wilson MA. **In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system.** *J Dent.*1993;21:47-51.

Groten M, Axmann D, Probst L, et al. **Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing.** *J Prosthet Dent* 2000;83:40-49.

Groten M, Girthofer S, Pröbster L. **Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro.** *J Oral Rehabil.* 1997; 24(12):871-81.

Gu X, Kern M. **Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions.** *Int J Prosthodont.* 2003;16:109-116.

Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. **CAD CAM-fillings of the future?** *Int Dent J* 1997; 47: 247-58.

Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, et al. **Considerations in measurement of marginal fit.** *J Prosthet Dent* 1989;62:405- 408.

Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. **Marginal fit of castable ceramic crowns.** *J Prosthet Dent* 1992;67:594-9.

<http://es.merzdental.de/content/17.php>

<http://es.merzdental.de/content/224.php>

<http://inlab.com/ecomaXL/index.php>

http://inlab.com/ecomaXL/index.php?site=In_Ceram_Family_Materials

http://inlab.com/ecomaXL/index.php?site=INLAB_inCoris_ZI_XL

http://inlab.com/ecomaXL/index.php?site=Material_inCoris_AL

http://inlab.com/ecomaXL/index.php?site=Material_inCoris_ZI

http://www.ivoclarvivadent.com/content/products/detail.aspx?id=mcr_t1_1682923291&product=IPS+e.max+System+para+el+t%E9cnico+dental

http://www.ivoclarvivadent.com/content/products/detail.aspx?id=mcr_t1_409635939&product=IPS+e.max+ZirCAD&back=compL1_1113268350

http://www.ivoclarvivadent.es/content/products/detail.aspx?id=prd_t1_1820639294&product=IPS+AcrylCAD

http://www.vita-zahnfabrik.com/resourcesvita/shop/es/es_3053798.pd

Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappel RP. **Marginal fit of porcelain – fused – to – metal and two types of ceramic crowns.** *J Prosthet Dent* 1990;63:26-31.

Hunter AJ, Hunter AR. **Gingival margins for crowns: a review and discussion. Part II: Discrepancies and configurations.** *J Prosthet Dent* 1990;64:636-42.

Ishikiriama A, Oliveira JF, Vieira DF, Mondelli J. **Influence of some factors on the fit of cemented crowns.** *J Prosthet Dent* 1981;45:400-4.

Jacobs MS, Winder AS. **An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap.** *J Prosthet Dent* 1991; 65:436- 42.

Karlsen K. **Gingival reactions to dental restorations.** *Acta Odontol Scand* 1970;28:895-904.

Karlsson S. **A clinical evaluation of fixed bridges, 10 years following insertion.** *Journal of Oral Rehabilitation.* 1986;13:423–432.

Karlsson S. **The fit of Procera Titanium crowns, an in vivo and clinical study.** *Acta Odontol Scand* 1993;51:129-34.

Kidd WL, Nicholls JI, Harrington G, Freeman M. **Marginal leakage of cast gold crowns luted with zinc phosphate cement: an in vivo study.** *J Prosthet Dent.* 1996;75:9-13.

Kokubo Y, Sakurai S, Tsumita M, Ogawa T, Fukushima S. **Clinical evaluation of Procera AllCeram crowns in Japanese Patients: Results after 5 years.** *J Oral Rehab* 2009 36;786-791

Koth DL. **Full crowns restorations and gingival inflammation in a controlled population.** *J Prosthet Dent* 1982;48:681-685.

Kious A, Robert, H., Brackett, W. **Film thicknesses of recently introduced luting cements.** *J Prosthet Dent* 2009; 101:189-192.

Krejci I, Krejci D, Lutz F. **Clinical evaluation of a new pressed glass ceramic inlay material over 1,5 years.** *Quintessence International.* 1992;23:181–186.

Krejci, Lutz F, Gautschi L. **Wear and marginal adaptation of composite resin inlays.** *J Prosthet Dent.*, v.72,p.233- 44, 1994.

LA ROBOTICA AL SERVICIO DE LA ODONTOLOGIA. Dr. Eduardo Orellana T., Dr. Gonzalo Ibarrola N.

Lauer HC, Otto P, Weigl P. Kronen un brucken aus Vollkeramik. (all ceramic crowns and bridges) in: Heidermann D (ed). Deutcher Zahnarztelender. Muncher: Hanser, 1996: 177-141.

Laurent, M, Scheer, P, Dejour, J y Laborde, G. **Clinical evaluation of the marginal fit of cast Clowns – validation of the silicone replica method.** *Journal of rehabilitation 2008*, 35;116-122.

Leinfelder KF, Isenberg BP, Essig ME. **A new method for generating ceramic restorations: a CAD CAM system.** *J Am Dent Assoc 1989*; 118: 703-7.



Leinfelder, K,F.et.al. **Critical interfacial gaps for ceramic resin inlays.** *J Dent Res.*,v.71,p.112,1992.

Leon A. **The periodontium and restorative procedures; a critical review.** *J Oral Rehabil 1977*;4:105-117.

Leong D, Chai J, lautenschlager E, Gilbert J. **Marginal fit of machine – milled titanium and cast titanium single crowns.** *Int Journal of Prosthodon 1994*;7:440-7.

Lin M, Sy-Munoz J, Munoz C, Goodacre C, Naylor W. **The effect of tooth preparation form on the fit of Procera copings.** *International Journal of Prosthodontics. 1998*;11:580– 590.

Lofstrom LH, Barakat MM. **Scanning electron microscopic evaluation of clinically cemented cast gold restorations.** *J Prosthet Dent 1989*;61:664-9.

LoPRESTI, J.M.; DAVID, S.B. **New concepts in restorative dentistry.** *N.Y. State Dent. J.*, v.60, n.9, p.39-42, 1994.

Luthardt RG, Holzhuter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al. **Reliability and properties of ground Y-TZP zirconia ceramics.** *J Dent Res 2002*;81:487-91.

Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. **CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia.** *Dent Mater 2004*;20:655-62.

Luthardt RG, Borneman G,Lelmeson S, Walter MH, Huls A. **An Innovative Method for evaluation of the 3-D Internal Fit of CAD/CAM Crowns Fabricated After Direct Optical versus Indirect Laser Scan Digitizing.** *Int J Prosthodont 2004*;17:680-685.

Martin, N, N.M. **Interfase dimensions of Cerec-2 MOD Inlays.** *Dent.Mat.*, V.16, n.1, p.68-74, 2000.

May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. **Precision of fit: The Procera AllCeram crown.** *J Prosthet Dent.* 1998;80:394-404.

Mc Lean JW, Von Fraunhofer JA. **The estimation of cement film thickness by an in vivo technique.** *Br Dent J* 1971;131:107-11.

McLean JW. **Polycarboxilate Cement. Five years experience in general practice.** *Br Dent J* 1972;132:9-15.

McLean JW; von Fraunhofer JA. **The estimation of cement film thickness by an in vivo technique.** *Br Dent J* 1971;131:107-11.

Miyashita, Eduardo y Salazar, Antonio. 2005. *Odontología Estética, Estado del Arte.* Primera Edición. Editorial Artes Médicas. Página 271.

Molin MK, Karlsson SL, Kristiansen MS. **Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint.** *Dent Mater* 1996; 12: 245-9.

Mormann WH, Bindl A, Luthy H, Rathke A. **Effects of preparation and luting system on all ceramic computer generated crowns.** *Int J Prosthodont* 1998; 11: 333-9.

MORMANN, W.H.; BINDL, A. **The CEREC 3 – a quantum leap for computer-aided restorations: initial clinical results.** *Quintessence Int.*, v.31, n.9, p.699-712, 2000.

MORMANN, W.H.;Schug, J. **Grinding precision and accuracy of fit of Cerec 2 CAD-CIM inlays.** *J. Am. Dent. Assoc.*, v.128, n.1,p.47-53, 1997.

Mormann, WH. Et al. **Effect of preparation and luting systems on all ceramic computer – generated crowns.** *Int J Prosth*, v.11, 1998.

Mou, S-H,; Chai, T,; Wang, J.S,; Shiau, Y.Y. **Influence of different convergence angles and tooth preparations height on the internal adaptation of Cerec Crowns.** *J Prosthetic Dent*,v.87,n,3, p.248-55,2002.

Nakamura Y, Anusavice K. **Marginal distortion of thermally incompatible metal ceramic crowns with overextended margins.** *International Journal of Prosthodontics.* 1998;11:325-332.

Nakamura, T,; Dei, N,; Kojima,T,;Wakabayashi,K. **Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD-CAM all ceramic crowns.** *Int J Prosthec*, v.16, n.3, p244-8, 2003.

Otto P, Piwowarczyk A, Lauer HC, Hegenbarth EA. **The Procera AllCeram system.** *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2000 Apr;20(2):151-61.

- Otto T, De Nisco S. **Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays.** *Int J Prosthodont.* 2002 Mar-Apr;15(2):122-8.
- Oden A, Andersson M, Krystek Ondracek I, Magnusson D. **Five years clinical evaluation of Procera AllCeram crowns.** *J Prosthet Dent* 1998;80:450-456
- Odman P, Andersson B. **Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: A Prospective clinical study.** *Int J Prosthodont* 2001;14: 504-509
- Ortop A, Kihl M, Carlsson G. **A 3 year retrospective and clinical follow – up study of zirconia single crowns performed in a private practice.** *Journal of Dentistry* 37 (2009) 731-736.
- Papazoglou E, Brantley WA, Johnston WM. **Evaluation of high – temperature distortion of high – palladium metal ceramic crowns.** *J Prosthet Dent* 2001;85:133-40.
- Pegoraro, L.F. Et-al. 2001. Prótesis Fija. Editorial Artes Médicas. Primera edición. Sao Pablo, Brasil. 313 páginas.
- Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. **In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns.** *J Prosthet Dent* 1994; 2: 585-594.
- Pilo R, Cardash HS. **In vivo retrospective study of cement thickness under crowns.** *Journal of Prosthetic Dentistry.* 1998;79:621–625.
- Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. **Microleakage of various cementing agents for full cast crowns.** *Dent Mater* 2005;21:445-53.
- Preti, G. 2008. Rehabilitación protésica – Tomo II. Primera edición. Editorial Amolca. Caracas, Venezuela. Pág.534
- Raigrodski AJ. **Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review.** *Dent Clin North Am* 2004;48:531-44.
- Razzog, M.E y cols. **All Ceram Crowns for single replacement implant abutments.** *J Prosthetic Dent* v.78, p. 486 – 489, 1997.
- Rees JS, Jacobsen PH. **Stress generated by luting resins during cementation of composite and ceramic inlays.** *J Oral Rehabil* 1992; 19: 115-22.
- Reiss B. **Clinical results of Cerec inlays in a dental practice over a period of 18 years.** *Int J Comput Dent* 2006; 9: 11-22.
- Richter WA, Ueno H. **Relationship of crown margin placement to gingival inflammation.** *J Prosthet Dent* 1973;30:156-161.

Rinke S, Huls A, Jahn L. **Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns.** *Int J Prosthodont* 1995;8:303-10.

Rosenstiel SF, Gegauff AG. **Improving the cementation of complete cast crowns: a comparison of static and dynamic seating methods.** *J Am Dent Assoc* 1988;117:845-8.

Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics*. 2nd Edition. St Louis, MO: mosby- year book; 1995. p.137-8.

Sadan A, Hegenbarth E.A. **A simplified and practical method for optimizing esthetics results utilizing a new high strength All Ceramic system.** *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1998; (suppl 4): 4-9.

Samet N, resheff B, Gelbard S, Stern N. **A CAD/CAM system for the production of metal copings for porcelain-fused-to-metal restorations.** *J Prosthet Dent* 1995;73:457-63.

Schaerer P, Sato T, Wohlwend A. **A comparison of the marginal fit of three cast ceramic crown systems.** *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1988;59:534-42.

Schwartz IS. **A review of methods and techniques to improve the fit of cast restorations.** *J Prosthet Dent* 1986;56:279-83.

Selberg A. **A full cast crown technique.** *J Prosthet Dent*. 1957;7:102-22.

Seymour K, Zou L, Samarawickrama DY, Lynch E. **Assessment of shoulder dimensions and angles of porcelain bonded to metal crown preparations.** *J Prosthet Dent* 1996; 75: 406-411.

Shaerer P, Sato T, Wohlwend A. **A comparison of the marginal fit of three cast ceramic crown system.** *J Prosthet Dent* 1988;59:534-542.

Shearer, A.C.; Heymann, H.O. **Two ceramic materials compared for production of Cerec inlays.** *J Dent*, v.21, n.5, p.302-4, 1993.

Shetreiff, A., Steffensen, B. 1995. **Diagnosis and management of vertical root fractures.** *J Can Dent. Assoc*, v.61.

Shillingburg H, Jacobi R. 2000. **Principios básicos en las preparaciones dentarias para restauraciones de metal colado y de cerámica.** *Primera edición, Quintessence Books. Página 55.*

Shillingburg, H.T. et-al. 1998. *Fundamentos de Prótesis Fija*. Editorial Quintessense, 3era edición.

Sjögren G, Molin M, van Dijken JW. **A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite.** *Int J Prosthodont*. 2004 Mar-Apr;17(2):241-6.

Sjorgen G. **Marginal and internal fit of four different types of ceramic inlays after luting. An in vitro study.** *Acta Odontol Scand* 1995; 53: 24-8.

Sorensen JA. **A standardized method for determination of crown margin fidelity.** *J Prosthet Dent* 1990;64:18-24.

Suárez MJ, L Lozano JF, de las Casas F. **Restauraciones cerámicas con el sistema In-Ceram.** *Gaceta Dental* 1998;93:74-80.

Suárez MJ, López JF, Martínez JM. **Evaluación clínica de las restauraciones cerámicas sobre núcleo fibroso.** *Estomodeo.* 1993;45:20-23.

Suárez,M, González P. **Comparison of the Marginal Fit of Procera AllCeram Crowns with Two Finish Lines.** *Int J Prosthodont* 2003;16:229–232.

Sulaiman F, Chai J, Jamelson L, Wozniak W. **A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns.** *International Journal of Prosthodontics.* 1997;10:478–484.

Sundh A, Molin M, Sjogren G. **Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing.** *Dent Mater* 2005;21:476-82.

Swartz MI, Phillips RW, Pareja C, et al. **In vitro degradation of cements: a comparison of three test methods.** *J Prosthet Dent* 1989; 62: 17-23.

Tinschert J. Natt, G. 2001. **Marginal Fit of Alumina – and Zirconia – based fixed parcial dentares produced by a CAD/ CAM System.** *Operative Dentistry,* 2001, 26, 367-374.

Tjan AHL, Dunn JR, Grant BE. **Marginal leakage of cast gold crowns luted with an adhesive resin cement.** *J Prosthet Dent.* 1992;67:11-5.

Tjan AHL, Peach KD, VanDenburgh SL, Zbaraschuk ER. **Microleakage of crowns cemented with glass ionomer cement: effects of preparation finish and conditioning with polyacrylic acid.** *J Prosthet Dent.* 1991;66:602-6.

Uzun, G. **An overview of dental CAD CAM systems.** *Review Medial Biotechnology,* 2008.

Ushiwata O, de Moraes JV, Bottino MA, da Silva EG. **Marginal fit of nickel-chromium copings before and after internal adjustments with duplicated stone dies and disclosing agent.** *J Prosthet Dent.* 2000; 83(6):634-43.

Walter MH. Wolf BH. Wolf AB. Boening KW. **Six year clinical performance of all ceramic crowns with alumina cores.** *Int J Prosthodont,* 2006:19;162-163

Walton JN, Gardner FM, Agar JR. **A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement.** *J Prosthet Dent.* 1986;56:416-21.

Wang C, Millstein P, Nathanson D. **Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation.** *Journal of Prosthetic Dentistry.* 1992;67:786-790.

Wang RR, Fenton A. **Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature.** *Quintessence Int.* 1996;27:401-8.

Wassemann, A;Jaiser, M;Strub, J. **Clinical Long – Term of Vita In – Ceram Classic Crowns and Fixed Dentures: A Systematic Literature Review.** *Int J Prosthodont* 2006;19:355-363.

Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. **Marginal adaptation of castable ceramic crowns.** *J Prosthet Dent.* 1991;66:747-753.

Weyns W, Boever J. **Radiographic assessment of the marginal fit of cast restorations.** *J Prosthet Dent* 1984; 51: 485-489.

White S, Yu Z, Tom J, Sangsurasak S. **In vitro marginal adaptation of cast crowns luted with different cements.** *J Prosthet Dent* 1995; 74: 25-32.

White SN, Ingles S, Kipnis V. **Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns.** *J Prosthet Dent.* 1994;71:257-64.

White SN, Kipnis V. **The 3-dimensional effects of adjustment and cementation on crown seating.** *Int J Prosthodont* 1993;6:248-54.

White SN, Sorensen JA, Kang SK, Caputo AA. **Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents.** *J Prosthet Dent.* 1992;67:156-61.

White SN, Yu Z, Kipnis V. **Effect of seating force on film thickness of new adhesive luting agents.** *J Prosthet Dent* 1992;68:476-81.

White SN, Yu Z, Tom J, Sangsurasak S. **In vivo marginal adaptation of cast crowns luted with different cements.** *Journal of Prosthetic Dentistry.* 1995;74:25-32.

White SN, Yu Z, Tom JF, Sangsurasak S. **In vivo microleakage of luting cements for cast crowns.** *J Prosthet Dent.* 1994;71:333-8.

White, S.N.; Suh, P.S.; YU,Z.;Johnson, R. **Effect of fit adjustment on Cerec CAD-CAM veneers.** *Am J Dent, v.10, n.1, p.46-51, 1997.*

Wilson PR, Goodkind RJ, DeLong R, Sakaguchi R. **Deformation of crowns during cementation.** *J Prosthet Dent* 1990;64:601-9.

Wilson PR. **Deformation of vented crowns with fluids of differing viscosities.** *Aust Dent J* 1993;38:97-101.

www.nobelbiocare.com

www.sirona.com

A N E X O S

Tabla A: Diversidad de valores de ajustes marginales encontrados en la literatura

PAPER ORIGINAL AUTOR/AÑO	CITAS AUTOR/AÑO	SISTEMA	MICRAS
Boening y col., 2008	Fransson y col., 1985	Coronas metal-cerámica	100 – 200 um
	McLean y col., 1971	Grosor película cemento	
	Groten y col., 1997	Celay	Promedios de 25 um
	Weaver y col., 1991	Cerestore y Dicor	20 – 50 micras
	Chan y col., 1989	Cerestore	Promedio más grande de gap marginal 158 um
	May y col., 1998	PROCERA Allceram	Promedio menos de 63 um Entre 50 – 60 um
May y col., 1998	Sulaiman y col., 1997	PROCERA Allceram	83 um
	Davis, 1988; Scharer y Sato, 1988; Abbate y col., 1989; Hung y col., 1990; Vahidi y col., 1991	Dicor	16.0 – 120.0 um
	Scharer y Sato, 1988; Abbate y col., 1989; Hung y col., 1990	Cerestore	0.0 – 313.0 um
Bindl y Mormann, 2005	Grey y col., 1993; Attanasi 1995	Empress In-Ceram convencional	55.0 um 34 – 123 um
	Sulaiman y col., 1997; Davis 1988	Coronas cerámicas convencionales	1 – 161 um
Limkangwalmongkol y col., 2009	May et al, 1998	PROCERA	Menos de 60 um
	Pera y col., 1994	PROCERA	Promedio 28 um
	Sulaiman y col., 1997	PROCERA	Promedio 160 um
	Yeo et al., 2003	Coronas cerámicas convencionales	Rango de 120 um
	McLean, 1971	Grosor de cemento	Rango de 120 um
Nakamura y col., 2003	Davis, 1988; Scharer y col., 1988; Sulaiman y col., 1997	Coronas cerámicas convencionales	1 – 161 um
Suarez y col., 2003	McLean, 1971; Fransson y col., 1985; Boening y col., 2000	Grosor del cemento Metal-cerámica PROCERA Allceram	50 – 120 um
Comlekoglu y col., 2009	Holmes y col., 1992	Coronas cerámicas convencionales	Menos de 120 um
	Nakamura y col., 2003	CEREC 3	60 – 300 um
Romeo y col., 2009	Hung y col., 1990	Sistemas cerámicas convencionales	75 um
	Andersson y col., 1998	PROCERA	100 um
	May y col., 1998	PROCERA allceram	
	Boening y col., 2000	PROCERA allceram	120 um
	McLean y col., 1971	Grosor del cemento	120 um
Kokubo y col., 2005	Grey y col., 1993	In Ceram convencional	123 um
	Pera y col., 1994	In Ceram convencional	15 – 35 um
	Rinke y col., 1995	In Ceram convencional	1 – 153 um
	Sulaiman y col., 1997	In Ceram convencional	161 um
	Bindl y col., 1999	CEREC In Ceram Spinell	59 um 75 um
	Rinke y col., 1995	CEREC InLab In Ceram	38 um (sin cemento)
	Nakamura y col., 2000	In Ceram CAD CAM	Gaps promedio 44 – 63 um
	Bindl y col., 1999	In Ceram CEREC II	59 um
		In Ceram convencional	75 um
	Grey y col., 1993	Coronas cerámica convencional	123 um
	Sulaiman y col., 1997	In Ceram convencional	161 um (cementadas)

Seo y col., 2009	Tsitrou y col., 2007; Mou y col., 2002; Akbar y col., 2006; Nakamura y col., 2003	CEREC	27 – 162 um
Sulaiman y col., 1997	Chan et al.	Coronas Cerestore c/c	84 um
		Coronas Cerestore s/c	75 um
	Ferrari	Dicor	Rango de 15 – 75
	Abbate et al.	Cerestore	44um
		Dicor	65 um
	Grey et al.	In Ceram convencional	123 um
		Coronas metal cerámica	95 um
Pera et al.	Coronas In Ceram (chamfer)	22 um (chamfer) 24 um (hombro 50 grados) 28 um (hombro 90 grados)	
	Sorensen et al.	Casquetes In Ceram	Rango 24 – 67 um
	Rinke et al.	Coronas convencional In Ceram	Rango 1 – 153 um
		In Ceram CAD CAM	Rango 6 – 153 um
	Felton et al.	Coronas metal-cerámica	Rango 5 – 430 um
	Omar	Coronas metal-cerámica	76 um
	Strating et al.	Coronas metal-porcelana	16 um (con collar metalico) 24 um (sin collar metalico) 69 um (con margen en porcelana)
Akbar et-al, 2006	Nakamura et-al, 2003	CEREC 3	53 – 162 um
	Akbar et-al, 2006	CEREC3 Chamfer	65.9 (38.7) um
		CEREC3 Hombro	46 (9.2) um
		Considera como parámetro clínicamente aceptable	Menos de 100 micras
Bindl y Mormann, 1999	CEREC 2	59.9 (7) um	
Lee et –al, 2008		PROCERA Coronas PROCERA Casquetes CEREC3 Coronas	89.6 (9.5) um 72.2 (7.0) um 94.4 (11.6) um
Naert et-al, 2005	Andersson et – al 1993 Persson et-al, 1995	Considera como parámetro clínicamente aceptable	Menos de 100 micras
	Naert et-al, 2005	Procera antes y después de la cementación	(30 y 34 micras respectivamente)
	Beschnidt and Strub,1999	INCERAM EMPRESS CELAY INCERAM	60-78 um 76-91 um 70-91 um
	May et-al, 1998	PROCERA ALLCERAM	63 – 83 um
	Boening et-al,2000	PROCERA ALLCERAM	Anteriores (80-95 um) Posteriores (90-145 um)
	May et-al, 1997	PROCERA ALLCERAM	58 (40)um
Holden et-al, 2009	Adair, Grossmann, 1984 Pera et-al, 1994	Exito clínico para restauraciones totalmente cerámicas	155 um
	Mclean 1971	Parámetro clínicamente	Menos o igual a 120 um

		aceptable	
	Karlsson, 1993 ; Chan et -al, 1989	Reportan estudios con rangos de	53- 130 um
	Holden et al., 2009	MCR: cerámica feldespática sobre metal PTM: Porcelana sobre metal PCR: Porcelana sobre porcelana	72. 2 (5.9) um 49.0 (5.9) um 55.8 (5.9) um
Rahme, et-al, 2007	May et—al 1998 ; Bindl et-al,2005 ; Sulaiman et-al,1997 ; Quintas et-al,2004 ; Mclean 1972 ; Hung et-al,1990 ; Weaver et-al, 1991	PROCERA	70 um
	Bindl and Mormann,2005	PROCERA	17 (16)um
	Boening et-al,2000	PROCERA ALLCERAM	Anteriores (80-95 um) Posteriores (90-145 um)
	Mclean y von Fraunhofer. 1971; Hung, et-al,1990; Weaver et-al,1991	Considera como parámetro clínicamente aceptable	No excedieran las 100 micras
Beuer, et-al, 2008	Mclean y von Fraunhofer. 1971 ; Mclean 1972	Parámetro clínicamente aceptable	Igual o menor de 120 um
	Beuer et al., 2008	ZIRCONIA	36.6 – 45.5 um
	Hung et-al, 1990; Weaver et-al, 1991	ZIRCONIA	50 – 75 um 70 (10) um
	Beuer, et-al, 2008	LAVA	80 (50)um
Balkaya et-al, 2005	Davis, 1988 ; Hung, et-al, 1990 ; Vahidi et-al, 1991 ; Weaver, et-al, 1991 ; Holmes, et.al,1992 ; Pera, et-al, 1994 ; Rinke et-al,1995 ; Shearer et-al,1996 ; Boening et-al, 2000 ; Beschnidl et-al, 1999 ; Sulaiman et al,1997.	Reportan como discrepancias marginales	19 – 160 um
	Balkaya et-al, 2005	Inceram convencional Inceram casquete fresado Ceramica feldespatica fresada	57 (24) um 57 (32) um 17 (12) um
	Mclean y von Fraunhofer. 1971	Parámetro clínicamente aceptable	Igual o menor de 120 um

Tabla B: Parámetros metodológicos de los estudios analizados

ESTUDIO	MUESTRA	PUNTOS DE MEDICION	TECNICA/ INSTRUMENTO DE MEDICION
Boening y cols., 2000 IN-VIVO	80	6 puntos en dientes anteriores (2 proximales, 2 vestibulares. y 2 linguales). 8 puntos en dientes posteriores (2 en cada pared axial).	Replica de silicona (seccionada vestibulo lingualmente). Microscopio Leica MZ con magnificación 30.
Akbar y cols., 2006 IN-VITRO	16	60 puntos de medición (15 en cada pared axial).	SEM Magnificación 50
Bindl y Mormann, 2005 IN-VITRO	72	8 puntos (equidistantes).	SEM Magnificación 120
Kokubo y cols., 2005 IN-VIVO	90	4 puntos de medición (en cada pared axial)	Replica de silicona (seccionada buco- lingualmente y mesio-distalmente). Proyector de perfil (V16D) con magnificación 10.
Lee y cols., 2008 IN-VITRO	20	50 puntos de medición (equidistantes)	Medición directa Microscopio (MM-40, Nikon) con magnificación 100.
Nakamura y cols., 2003 IN-VITRO	45	4 puntos (en cada pared axial)	Proyector de perfil (V-12 Nikon).
Suarez y cols., 2003 IN-VITRO	20	12 puntos (3 veces cada lado, no se especifica localización).	Los especímenes fueron seccionados buco lingualmente. Programa de análisis de imagen conectado a una lupa de magnificación Leica MZ 12.
May y cols., 1998 IN-VITRO	10	36 mediciones (no especifican localización)	Videografía Laser (Chesapeake Laser System Model LTG-2105).
Rahme y cols, 2008 IN-VITRO	20	6 mediciones para incisivos 8 mediciones para molares	Replica de silicona y cementada. Microscopio optico Olympus B x60 to x50 magnification y fotografiado con cámara digital
Sulaiman y cols, 1997 IN-VITRO	10	4 mediciones en cada etapa de fabricación por cada sistema	Microscopio digital Nikon SMZ – U magnificación 225 x
Tsitrou et-al, 2007 IN-VITRO	10	4 puntos equidistantes en la réplica de silicona 4 puntos equidistantes en coronas cementadas	Replica de silicona y cementada Microscopio travelling (MITUTOYO) a 30x de magnificación.