



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

SISTEMA CAD-CAM PROCERA® IMPLANT BRIDGE.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

BERENICE FREGOSO GUADARRAMA

TUTOR: Esp. EDUARDO GONZALO ANDREU ALMANZA

MÉXICO, D.F.

2014



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



Para culminar con esta etapa de mi vida, no me queda más que agradecerle a Dios por mi vida y por todas las bendiciones que recibí para poder terminar mis estudios en esta hermosa carrera, de la cual estoy sumamente enamorada y por ser mi fortaleza en momentos de debilidad.

Les doy gracias a mis padres por el apoyo que me brindaron y los valores que fomentaron en mí para poder alcanzar uno de mis sueños: el ser profesionista. Gracias por enseñarme a siempre luchar por lo que deseo; sin esta enseñanza, tal vez no estaría aquí.

Gracias a mi hermano, que aunque muy callado, siempre estuvo para apoyarme y alegrarme el día con sus juegos y risas.

Agradezco profundamente al amor de mi vida, Alejandro, por siempre estar a mi lado apoyándome y animándome a seguir adelante y no rendirme. Gracias por estar en los momentos más difíciles de mi vida y tener siempre la palabra perfecta de consuelo. Gracias por todas las enseñanzas que he obtenido de ti. Por último, muchas gracias por tu paciencia y ayuda en la elaboración de este trabajo. ¡Te amo, cielo!

Quiero agradecer a una persona que fue sumamente importante en el desarrollo de mi carrera profesional, el Dr. Gerardo Lara. Gracias por todas las enseñanzas y consejos que recibí, y que tal vez de manera inconsciente lograste que encontrara mi gran pasión en esta carrera.

Gracias, tío Chato, por el apoyo que siempre me brindaste y por confiar en mí.



Y gracias a todos mis familiares, tíos y primos que me acompañaron en esta etapa de mi vida.

También quiero reconocer y agradecer todo el apoyo que me brindó el Dr. Eduardo G. Andreu en la realización de este trabajo, por el tiempo de calidad y dedicación que me brindó. Muchas gracias por sus enseñanzas y su guía.

Finalmente, agradezco a la Dr. María Luisa Cervantes por su tiempo y excelente trabajo en el seminario de titulación.

“Far better it is to dare mighty things, to win glorious triumphs, even though checkered by failure, than to take rank with those poor spirits who neither enjoy much nor suffer much, because they live in the gray twilight that knows neither victory nor defeat.”

Theodore Roosevelt, Strenuous Life.

“No estudio por saber más, sino por ignorar menos”

Sor Juana Inés de la Cruz.



ÍNDICE

INTRODUCCIÓN..... 5

CAPÍTULO I SISTEMA CAD-CAM..... 6

 1.1 Utilización del sistema CAD-CAM en Odontología 7

 1.2 Ventajas 8

 1.3 Desventajas 8

 1.4 Proceso de elaboración de una prótesis en el sistema CAD-CAM 9

 1.5 Materiales utilizados para sistema CAD-CAM 14

 1.6 Principales sistemas de CAD-CAM 22

CAPÍTULO II SISTEMA CAD-CAM PROCERA®..... 27

CAPÍTULO III GENERALIDADES DE IMPLANTES 31

 3.1 Qué es un implante 31

 3.2 Integración y estabilidad de un implante..... 31

 3.3 Tipos de implante 35

 3.4 Procedimiento para la colocación de la prótesis sobre el implante 39

CAPÍTULO IV SISTEMA CAD-CAM PROCERA® IMPLANT BRIDGE..... 45

 4.1 Funcionamiento del sistema 45

 4.2 Indicaciones 45

 4.3 Contraindicaciones 46

 4.4 Escaneo del modelo 46

 4.5 Fase CAD..... 48

 4.6 Fase CAM 49

 4.7 Pruebas en paciente..... 50

CONCLUSIONES..... 56

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... 57



INTRODUCCIÓN

Hoy día tanto en Odontología como en otras ramas, han ocurrido avances tecnológicos que permiten mejorar y facilitar algunos procesos. Este es el caso de la Prótesis Bucal.

El sistema CAD CAM es un software llevado a la rama de la Odontología que permite la elaboración de prótesis fijas por medio de un computador, para posteriormente ser llevado a máquinas de tallado, que de manera automática, elaboran la prótesis.

El sistema CAD CAM en Prótesis Dental es de gran ayuda, ya que le permite al especialista realizar prótesis hechas con mayor sellado entre la restauración y el diente o implante para así evitar la acumulación de placa dentobacteriana, y por consecuencia, el fracaso del implante, al igual que reducir el tiempo de elaboración de la misma. Así también, este sistema nos ayuda a tener una mejor caracterización de las prótesis, obteniendo de esta manera una mejor estética, y por tanto, mejores resultados para el gusto del paciente.

Dentro del sistema CAD CAM en Odontología existe el sistema Procera®, el cual nos aporta grandes ventajas al momento de la elaboración de la prótesis. El sistema Procera® es realizado por la empresa Novel-Biocare®.

De forma particular, en esta tesina se habla del funcionamiento y utilización del sistema CAD CAM Procera® Implant Bridge, el cual está diseñado para la realización de prótesis sobre implantes.



CAPÍTULO I SISTEMA CAD-CAM

El sistema CAD-CAM se refiere a un método novedoso y tecnológico para diferentes tipos de diseño de estructuras. Un ejemplo del uso de este sistema es en las áreas ingenieril, arquitectónica, odontológica, etc.

La palabra CAD-CAM se compone de dos partes: CAD, que por sus siglas en inglés significa Computer Aided Design, es decir, Diseño Asistido por Computador; y CAM, que significa, Computer Aided Manufacturing, es decir, Manufactura Asistida por Computador¹.

Este sistema tiene como finalidad asistir, por medio de un ordenador, la realización de diseños de manera más precisa, así como la manufactura del diseño mediante el fresado de la estructura, sobre los ejes X, Y y Z².

Siendo el sistema CAD-CAM un software, está basado sobre lenguajes de programación que le permiten su funcionamiento. Hoy día el área de la robótica también contribuye al funcionamiento de este sistema³.

El sistema CAD-CAM surge por la necesidad de minimizar costos y tiempo de manufactura por medio de la automatización; de esta manera, logra tanto ser más competitivo como satisfacer a los clientes gracias a artículos de mejor calidad, disminución de defectos y un periodo más corto en la realización de la o las estructuras diseñadas².

1.1 Utilización del sistema CAD-CAM en Odontología

El sistema CAD-CAM se comenzó a usar en el área de Prótesis Dental en Odontología de manera experimental y teórica en el año 1971 por el Dr. Francisco Duret, y en 1979 Heitlinger Rodder continuó con las investigaciones. Para la década de los ochentas, W. Mörman, de la Universidad de Zurich (Suiza), y M. Brandestini aplicaron este sistema a la práctica clínica, creando el sistema Cerec®¹.

Después de la fabricación de dicho sistema, comenzaron a salir al mercado otros tipos de sistema para Odontología, como lo son: Procera® Nobel Biocare (Suecia, 1993) y el sistema LAVA® (3M Alemania, 2001)^{4,5}. Figura 1



Figura 1 Sistema CAD CAM en Odontología⁵.

La tecnología CAD-CAM es aplicada en diversos campos de la prótesis. A continuación se da una explicación breve de cada una de sus aplicaciones¹.

- Prótesis fija sobre dientes naturales: siendo esta aplicación la más frecuente, pueden fabricarse inlays, onlays, carilla, coronas y ataches.
- Implantología: es posible elaborar pilares para implantes, coronas sobre implantes, dentaduras completas implantosoportadas y barras para sobredentaduras.
- Prótesis parcial removible: en esta rama se elabora el metal de la prótesis.



1.2 Ventajas

El sistema CAD-CAM presenta varias ventajas con respecto a los sistemas de realización de prótesis convencionales (manuales):

- Reduce el tiempo de la elaboración de la prótesis, ya que se logran eliminar ciertos pasos que serían necesarios al momento de realizar las prótesis de manera convencional, por ejemplo: el colado del metal, el encerado, etc.
- Asimismo, pueden evitarse errores por la contracción o expansión de ciertos materiales, como es el caso de las ceras.
- Permite restauraciones con mejor sellado marginal que se encuentren dentro del rango aceptable que son ($< 120 \mu\text{m}$).
- El sistema nos permite el manejo de diferentes tipos de material como: resinas compuestas, titanio, cromo cobalto, zirconio y cerámicas (las más usadas).
- Este método también es aplicable en diversos tipos de prótesis, como la total o parcial fija, rehabilitación sobre implantes, parcial o total removible e incluso, se ha empezado a investigar sobre su posible utilización en la rama de prótesis maxilofacial.
- En algunos casos, como los sistemas ópticos, permiten la eliminación de la toma de impresiones¹⁻⁴.

1.3 Desventajas

Las principales desventajas de estos sistemas consisten en:

- La necesidad de tener equipo especializado para cada sistema.
- Costo más elevado en comparación al método de realización de prótesis convencional.



- Es necesario el entrenamiento del personal que estará a cargo del sistema¹.

1.4 Proceso de elaboración de una prótesis en el sistema CAD-CAM

La producción de la prótesis por medio de CAD-CAM, dependerá mucho del lugar donde ésta se piense realizar:

- Consultorio: cuando todos los componentes del CAD-CAM, desde la atención al paciente hasta la producción de la restauración, se encuentran en el consultorio. En este tipo de producción se ahorra tiempo.
- Laboratorio: cuando el odontólogo manda una impresión de la preparación y en el laboratorio se realiza la producción CAD-CAM de la prótesis, de principio a fin.
- Centro de Producción: se manda una impresión o se escanea la preparación y se realiza el diseño (fase CAD) ya sea por el odontólogo o el laboratorista. Esta información se manda vía internet a los centros de fresado donde se realizará la fase CAM, para finalmente mandar la restauración de regreso al odontólogo.

Los componentes generales de CAD-CAM son los siguientes:

- a) El “*scanning*” o “*digitalización*”, que sirve para la obtención de la imagen, para de esta manera poder iniciar el proceso del diseño de la prótesis. Durante el *scanning*, tenemos diferentes formas para hacerlo:

- Mecánica o táctil: es por contacto directo en el modelo de yeso, por ejemplo, el sistema Procera®. Este procedimiento mecánico se realiza por medio de una sonda que recorre la superficie del modelo, reproduce su forma y manda la información al ordenador. Es muy preciso, pero presenta la desventaja de tocar el modelo, y por tanto, se corre el riesgo de modificarlo. La segunda desventaja es que requiere de más un tiempo para el escaneo que lo ópticos. El movimiento de la sonda no es superior a los 100 Hertz,



Figura 2 Escáner táctil.

mientras que los ópticos trabajan hasta los 500khz. Una de las indicaciones de este tipo de sistemas es que la sonda debe pasar con libertad, de lo contrario no será posible completar el escaneo (figura 2)^{6,7}.

- Óptico, que se realiza mediante una cámara intraoral o un escáner para modelos de yeso (figura 3). Este escaneo óptico puede hacerse mediante varios métodos, por ejemplo: láser, estereofotogrametría, luz blanca, etc. La forma en que actúa es proyectando una luz sobre la preparación, así el sensor capta la información dependiendo del ángulo y el patrón de sombras que se generen⁸. Este método no requiere de que el modelo de yeso sea tocado, de esta manera presenta una ventaja. También para evitar errores



Figura 3 Escaner Óptico⁵.

en la captura óptica se utilizan polvos finos de bióxido de titanio y óxido de magnesio que mejoran la captura de los mismos. Un ejemplo de esto, son los sistemas CEREC® 3D y LAVAN® COS (Charside Oral Scanner)⁴.

b) Diseño por Computador

Esta es la fase CAD. Se realiza mediante un software, dependiendo del sistema. En este paso se diseña la cofia de la prótesis. Lo primero que se necesita es determinar la línea de terminación cervical y configuración de los pilares. Posterior a esto, se determina la anatomía dental, las dimensiones de los púnticos, los pilares y conectores de la restauración en cuestión⁸. Una vez terminado el diseño, la computadora convierte el diseño en comando que será usado para poder hacer el fresado (figura 4).

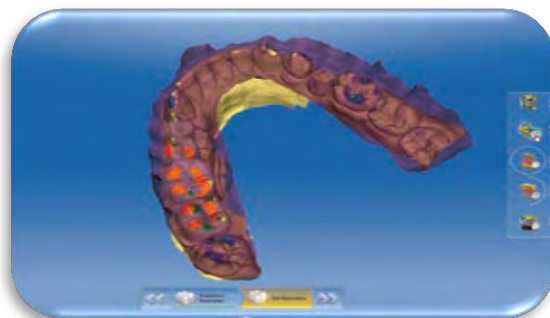


Figura 4 Proceso CAD⁵.

c) Mecanizado

Esta es la fase CAM. En este punto es donde comienza el fresado de las cofias por medio de las instrucciones que fueron mandadas por el ordenador, por medio de un robot. Hay diferentes formas por las cuáles cada sistema realiza el fresado; esto dependerá del sistema que se esté usando. Se pueden usar bloques del material

presinterizado o sinterizado. Los primeros son usados para evitar el rápido desgaste de las fresas y para lograr un menor tiempo de fresado. Con el uso de materiales presinterizados el sistema contempla el cambio dimensional que el material tendrá al ser sinterizado, para lograr un perfecto sellado y asentamiento en las prótesis^{6,7}. Figura 5

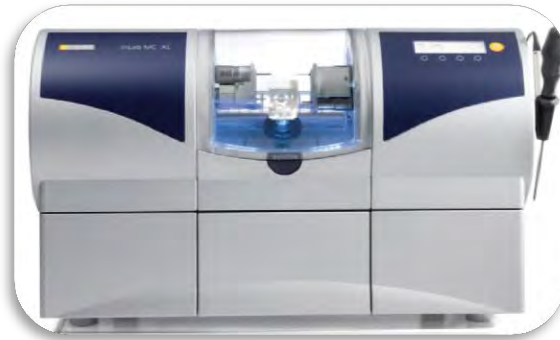


Figura 5 Máquina de fresado⁵.

Existen equipos que para su maquinado constan de diferente número de ejes:

Equipos de 3 ejes: tienen dirección en 3 planos X, Y y Z. Cada eje indica el lugar hacia donde las fresas deben moverse para realizar los cortes de la prótesis. Este tipo de equipos puede girar la prótesis que se esté realizando 180° durante el proceso de fresado, además de tener la ventaja de provocar menor desgaste y menor tiempo de procesamiento. Un ejemplo de estos equipos es LAVA®.

Equipos de 4 ejes: además de los ejes convencionales (X, Y y Z), tiene un eje A que se encarga de desplazar el brazo donde se encuentra el cilindro de material, de manera vertical. Esto logra un ahorro mayor de material y tiempo.

Equipos de 5 ejes: Además de los 4 ejes anteriores existe un eje más, el eje B, que permite rotar la prótesis, ayudando a maquinar prótesis más complejas, como puentes fijos con varios póncticos, pilares y estructuras anatómicas. Un ejemplo es el equipo KaVo Everest®^{8,9}. Figura 6

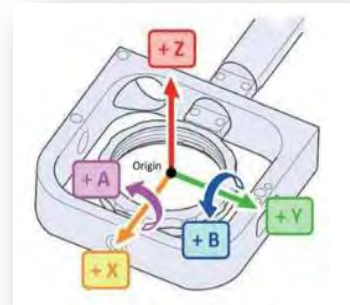


Figura 6 Equipo de 5 ejes⁹.

Cabe mencionar que la calidad de las restauraciones no depende del número de ejes que tenga el equipo: depende, además de esto, de la digitalización, el procesado de la información y la producción⁸.

El proceso de sinterizado es por el cual es sometido el material que se utilizará en la prótesis, para lograr mayor cohesión (fuerza de atracción entre partículas de la misma naturaleza) y con esto tener una estructura del material más ordenada y con mejores propiedades.

Los bloques que se utilizan en el sistema CAD-CAM para ser mecanizados son los presinterizados (bloques sometidos a calor, pero no el tiempo y la temperatura suficiente) y los sinterizados, que ya tienen las características deseadas.



Figura 7 Material en bloques¹.

Los bloques presinterizados tienen parcialmente las propiedades físicas que se desean. Durante el fresado la prótesis tendrá un tamaño mayor, que, al momento de sinterizar, se contraerá en un 20 a 25%, adquiriendo las dimensiones deseadas⁸. Figura 7

Esta contracción será tomada en cuenta por el programa de diseño. Este uso de los bloques presinterizados se hace con la finalidad de que el desgaste de las fresas del sistema sea menor⁸.

Los bloques sinterizados son aquellos que han pasado por el proceso completo de cocción y sinterización (figura 8). Durante el mecanizado, las fresas son irrigadas con líquido para evitar el sobrecalentamiento de las mismas y del material que se está elaborando⁸.



Figura 8 Bloque después de fresado⁵.

1.5 Materiales utilizados para sistema CAD-CAM^{1,8}

Los materiales utilizados para la realización de prótesis por medio del sistema CAD-CAM son los siguientes:

a) Cerámicas Vitreas:

- IPS Empress CAD® (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein).

El IPS Empress CAD® es una cerámica reforzada con leucita. Tiene la característica de ser fluorescente y translúcido, lo que le permite el paso de la luz a través de ella de forma muy parecida al esmalte. Esta cerámica, una vez maquinada, puede caracterizarse con una cerámica de maquillaje y glasearse para conseguir una mejor estética. Para mejorar su adhesión también podrá gravarse con ácido fluorhídrico¹⁰.

Figura 9



Figura 9 Bloques de IPS Empress CAD®¹⁰.

Entre sus propiedades mecánicas tiene:

- Resistencia a la flexión de 137 ± 23 MPa.
- Módulo de elasticidad 62 GPa.
- Coeficiente de expansión térmica 16,6-17,5 ppm/K.

Esta cerámica se encuentra en el mercado en dos tipos de bloque: monocromáticos y multicromáticos. El nombre comercial de éstos últimos es IPS Empress CAD MULTI®. Figura 10



Figura 10 IPS Empress CAD Multicromático¹⁰.

Los monocromáticos se encuentran en varios colores y cuatro tamaños, además de dos tipos de translucidez HT (high translucency) LT (low translucency).

Los multicromáticos se encuentran disponibles en los colores de A a la D del colorímetro de VITA® y en dos colores de máximo valor o Bleach (BL1 y BL2).

- VITABLOCS Mark II®, Esthetic line®, Triluxe®.

La presentación de esta cerámica es en bloques y es de tipo feldespática, con un tamaño promedio en sus partículas de $4\mu\text{m}$.

Estos bloques son sinterizados a 1100°C y tiene una resistencia a la fractura de 123 MPa¹¹. Figura 11



Figura 11 VITABLOCS Mark II®¹¹.

Para mejorar la adhesión de la restauración se hace un grabado con ácido fosfórico y cementado a base de cementos resinosos.

Los bloques Mark II® son monocromáticos y se encuentran en el mercado en 15 colores, 6 tamaños y 3 variedades de translucidez y saturación. Estas cerámicas tienen la oportunidad de ser caracterizadas con cerámicas.

Los bloques Esthetic Line® poseen un gran grado de translucidez.

Por último, los bloques Triluxe® tienen tres capas de color 1M2C, 2M2C y 3M2C, disponibles en dos tamaños.

- IPS e-max CAD.



Figura 12 IPS e-max CAD¹².

Son bloques de cerámica de disilicato de litio, con un tamaño de partícula de 3-6 μm ¹². Figura 12



El mecanizado de este material se hace en su forma cristalina y sus colores van desde el blanco hasta el azul grisáceo.

Después del tallado de los bloques en el sistema, se realiza un proceso de cristalización a una temperatura de 850°C; esta cristalización provoca que la estructura de disilicato de litio crezca de tamaño.

El aumento de tamaño es controlado por el sistema. Durante este proceso es posible agregar tintes y material de glaseado simultáneamente. La resistencia a la fractura es de entre 360 y 400 MPa.

Al finalizar la estructura, ésta es maquillada con cerámica feldespática.

b) Cerámicas infiltradas.

Las cerámicas infiltradas contienen una estructura porosa de diferentes compuestos cerámicos; estos son sinterizados a 1120°C por 2 horas y después se les infiltra vidrio a una temperatura de 1100°C por 4 horas, con la finalidad de que nos ayude a incrementar su resistencia.

La forma en que se utiliza esta cerámica en el sistema CAD-CAM es mediante bloques presinterizados de polvo comprimido a presión de óxido de cerámica. Al tener una estructura porosa, lo hace más rápido y con menor desgaste de las fresas del sistema.

Ya que se tiene la estructura fresada del bloque de óxido de cerámica, es infiltrada con vidrio especial que contiene lantano. De este modo se obtiene la estructura cerámica VITA In-Ceram, prácticamente exenta de poros.



- In-Ceram Spinell®.

Está compuesta por 28% de óxido de magnesio y 72% de óxido de aluminio. Con partículas promedio de entre 2,5 y 4 μm . Su resistencia flexural es de 283MPa aproximadamente.

- In-Ceram Alúmina®

Compuesta de óxido de aluminio en un 73 a 74% y una resistencia a la fractura de 505 ± 16 MPa. Para la realización en el sistema CAD-CAM se encuentran bloques para una y tres unidades.

- In-Ceram Zirconia®

Se compone un 56% de óxido de aluminio, 24% de óxido de zirconio y 20% de vidrio de lantano. Su resistencia a la fractura es de 600 MPa. En este caso, la zirconia nos ayuda a aumentar el límite de tensión de la cerámica aluminosa y aumenta la resistencia a la propagación de las fisuras. Para la elaboración de prótesis tenemos bloques en dos tamaños: para restauraciones individuales y para estructuras de hasta 4 unidades, con un máximo de 2 pónicos en dientes anteriores y tres unidades para dientes posteriores con un pónico.

c) Alúmina Altamente Sinterizada

- Procera Alúmina All ceram®

Esta estructura debe ser cubierta con una cerámica feldespática; esta cerámica se caracteriza por su alta translucidez y fluorescencia.

La Alúmina altamente sinterizada durante el maquinado en seco tiene un tamaño 20% mayor.



La estructura de alúmina es sinterizada a una temperatura de 1,550°C durante una hora, para así obtener una estructura cristalina libre de porosidad.

Para la preparación dental se requiere un tallado oclusal entre 1.5 y 2 mm, tallado axil de 1 a 1.3 mm y terminación tipo chaflan de 0.8 mm como mínimo, para así permitir un espeso del material en anteriores de 0.4 mm y 0.6 mm en posteriores.

Ya mecanizada la estructura de alúmina se arena con óxido de aluminio previo a la cementación para mejorar la adhesión de la restauración a la hora del cementado en paciente.

- VITA In-Ceram AL®.

Son bloques sinterizados a partir de óxido de aluminio policristalino puro.

Se maquina en un estado presinterizado y al momento de la sinterización los cristales de cerámica se compactan hasta que los canales de aire se llenan de sustancia cerámica sólida. Durante este proceso se genera una contracción de la estructura de un 15 a 20%.

Estas estructuras pueden pigmentarse antes de la sinterización por un líquido de la casa comercial “AL Coloring Liquid”, para lograr los 5 tonos de claridad del colorímetro VITA.

Estos bloques se encuentran en 2 tamaños, para coronas individuales AL-20 y para varias piezas AL-40.



d) Zirconia.

La zirconia es un metal blanco-grisáceo muy resistente a los ácidos y a la corrosión.

La zirconia es un material inestable que organiza sus cristales dependiendo de la temperatura a que sea sometida. A temperatura ambiente y hasta 1170°C se dice que tiene una figura monoclinica. De 1170°C a 2370°C tiene una estructura tetragonal y por arriba de los 2370°C tiene una fase cúbica.

Para estabilizar la zirconia y evitar fracturas se le agregan algunos óxidos como óxido de magnesio, óxido de calcio y óxido de ytrio. Siendo este último el que le proporciona mejores propiedades mecánicas y es el más utilizado para restauraciones odontológicas. Así también, mientras más pequeñas sean las partículas mejor será la estabilidad de la zirconia.

La zirconia estabilizada con ytrio puede estar en presentaciones de bloques presinterizados o altamente presinterizados. Éstos últimos contienen más zirconio monoclinico, lo que la ha asociado a microfracturas.

La zirconia al contacto con el agua se degenera y puede producir degeneración de la superficie, desprendimiento de partículas y microfracturas. Por esta razón, la zirconia no queda expuesta al medio bucal sino que es recubierta por materiales como la cerámica.

Bloques de zirconia presinterizada:

Dentro de esta categoría se pueden mencionar los siguientes:



- YZ CUBES® (VITA)

Estos cubos son presinterizados y están estabilizados con óxido de ytrio. Tienen un código de barras que indica el nivel de contracción que tendrá el material a la hora de sinterizarse, para que el ordenador lo tome en cuenta a la hora del fresado o maquinado. Los bloques constan en un 91% de zirconio, 5% de óxido de ytrio, 3% de óxido de hafnio y pequeñas cantidades mejores a 1% de óxido de aluminio y óxido de silicio.

- PROCERA® Zirconia Y-TZP.

Son bloques presinterizados igualmente estabilizados con óxido de ytrio. Se encuentran disponibles en 4 tonos: estándar, light, medium e intense.

- IPS e.max ZirCAD®.

Igual que los anteriores, son bloques presinterizados igualmente estabilizados con óxido de ytrio. El proceso de maquinado o fresado se realiza con un tamaño aumentado en 20%, que se reducirá al momento de someter al material a la sinterización.

e) Titanio

Este material es principalmente requerido para prótesis sobre implantes. En un principio este material se trabajaba mediante colado, pero presentaba muchas dificultades, ya que algunas veces podían introducirse errores como irregularidades sobre la superficie.

f) Cromo-Cobalto.

Es un material sumamente utilizado en restauraciones para puentes o prótesis unitarias, debido a sus buenos resultados y bajo costo.

g) Resinas.

Las resinas son generalmente usadas para provisionales, ya que nos permiten obtener provisionales estéticos debido a la gran gama de colores que tienen, además de que provee de un material de larga duración. Un ejemplo de esto es Telio®, VITA® CAD-Temp.

1.6 Principales sistemas de CAD-CAM

Los principales sistemas CAD-CAM son:

- CEREC®
- LAVA®
- Everest®
- PROCERA®

A continuación se dará una breve explicación de cada uno de ellos y se presentará un capítulo especial para el sistema PROCERA®

CEREC® (Sirona) CEREC in Lab® (Sirona)

El nombre de este sistema se da por sus siglas en inglés Ceramic Reconstruction. La idea inicial de CEREC® era poder hacer restauraciones que pudieran evitarse los tiempo de laboratorio y hacer las restauraciones en el consultorio. Figura 13



Figura 13 Sistema CEREC®⁵.



El autor Carlos Caparroso en su artículo “Cerámicas y Sistemas para Restauraciones CAD-CAM: una revisión” menciona que el sistema CEREC® fue uno de los primeros sistemas de restauración en el mundo y que lleva más de 20 años en el mercado. Se desarrolló a principio de los ochentas.

El sistema se compone de:

- escáner óptico, con una resolución de 50µm.
- software para diseño.
- máquina de fresado.

En un principio, este sistema tenía su medio de mecanizado por medio de discos que confeccionaban la prótesis.

Posteriormente, se le agrega al sistema una fresa de diamante para lograr mayor exactitud. Además, se mejora el software de diseño y brinda mejor anatomía oclusal. A este sistema se le llamó CEREC 2 (1994).

Después se genera una evolución en el mecanizado en el cual se eliminan los discos para cambiarlos por un sistema a base fresas y nuevamente se le hicieron modificaciones al software de diseño para hacerlo de manera tridimensional. Con esta modificación se le dio el nombre de CEREC 3 en el año 2000.

En el 2002 surgió el Cerec inLab, que es especial para laboratorio, donde el odontólogo mandaba el modelo de las preparaciones del paciente, para que posteriormente el laboratorio escaneara el modelo por medio de un escáner laser. De esta manera el odontólogo podría no tener el sistema CEREC® en el consultorio (como era la idea inicial) y podría mandar el trabajo al laboratorio de manera convencional.



En el 2006 se volvieron a hacer modificaciones en el software, poniéndole más herramientas. Y al mecanizado se le cambiaron fresas de diamante de menor calibre, para lograr una mejor definición y exactitud en las prótesis.

En 2008 salió al mercado CEREC Connect, el cual permitía enviar vía internet el archivo escaneado por el lector óptico a cualquier laboratorio que tuviera la tecnología CAD-CAM inLab de Sirona.

Con este sistema pueden fabricarse inlays, onlays, carillas y coronas

Este sistema puede usar los siguientes bloques:

- VITABLOCS Mark II (porcelana feldespática de grano fino).
- VITABLOCS Triluxe (cerámica caracterizada por su gradación de sombras: cuerpo, esmalte y cuello).
- ProCAD Blocks (cerámica reforzada con leucita).
- Paradigm MZ100 Block 3M ESPE (bloque de composite).
- Además de todos los productos VITA In-Ceram.
- IPS e.max CAD. (cerámica de disilicato de litio).
- IPS e.max ZirCAD. (zirconia estabilizada con ytrio).

LAVA® (3M ESPE, St Paul, MN)

El sistema cuenta con (figura 14)¹³:

- Escáner de proyección de luz (óptico) Lava Scan®
- Máquina de fresado Lava Form®
- Horno de sinterizado Lava Therm®
- Su propio sistema de diseño.

Este sistema detecta automáticamente la terminación de la preparación usando los puntos más bajos y distantes del muñón. Es por eso que es necesario realizar preparaciones bien definidas en su terminación y con una angulación adecuada. También será necesario tener una terminación tipo chaflan y procurar que la preparación tenga ángulos redondeados y un biselado en toda la preparación para evitar cualquier arista.

El proceso de escaneado dura aproximadamente 5 minutos por muñón, siendo éste de manera unitaria, mientras que si es una estructura de 3 unidades dura 12 minutos.



Figura 14 Sistema LAVA®¹³.

El maquinado tiene una duración de 35 minutos en preparaciones individuales y 75 minutos para 3 unidades.

El proceso de sinterizado dura 8 horas incluyendo la etapa de enfriamiento.

Kavo® Everest (figura 15)¹⁴.

Sus componentes son:

- Escáner.
- Software especial de KAVO Surface®
- Máquina de fresado Everest Engine®

- Máquina de sinterizado Everest Therm®



Figura 15 Sistema Kavo® Everest.

El escáner que usa este sistema es una cámara tipo CCD, por sus siglas en inglés, charge-coupled-device, es decir, dispositivo de carga. Éste manda la información en 3D para que empiece la fase de diseño. Una vez en la computadora, el sistema es capaz de determinar la terminación de la preparación.



CAPÍTULO II SISTEMA CAD-CAM PROCERA®

El Sistema Procera® es un sistema CAD-CAM que salió al mercado en 1997 en Suecia por el Dr. Motts Anderson de la Universidad de Umea y fue introducido al mercado por la empresa Nobel - Pharma, actualmente Nobel – Biocare¹⁵.

Como todos los sistemas odontológicos de CAD-CAM, el sistema Procera® tiene los mismos principios:

Escaneado Mecánico o Táctil

Primeramente, el laboratorio necesita desgastar el modelo por debajo de la terminación formando una concavidad de 0,5mm de profundidad y 1,5mm, a 2,0mm de altura, esto con el objetivo de lograr que se tenga la terminación de manera más visible. El modelo de yeso es fijado a la plataforma del escáner. De la parte superior del aparato se dispara un láser que tiene como función centrar la preparación sobre la platina. Posteriormente, el aparato tiene una sonda, que en la punta tiene un zafiro de un diámetro de 2.5 mm que contacta con el modelo un poco por debajo de la línea media. Éste ejerce una muy ligera presión sobre el modelo mientras el zafiro gira 360°. Por cada 360° que gira el zafiro, en el computador se va dibujando una línea y la punta del escáner se mueve 200 µm formando otra línea hasta que de esta manera pasa por todo el modelo y lo pasa a una figura en 3D, para su diseño en el software del sistema. Esta sonda debe localizarse inmediatamente por debajo de la terminación del modelo. Este proceso de escaneo lleva aproximadamente 6 minutos.

Actualmente el sistema cuenta con dos tipos de escáner (figura 16)¹⁶:

- Procera ®Piccolo

Éste está diseñado para la elaboración de coronas, pilares o abutments de implantes individuales o de tramos cortos y carillas.

- Procera® Forte

Está diseñado para la elaboración de coronas, pilares o abutments de implantes en puentes y carillas es usado en el sistema Procera® Implant Bridge Zirconia o Titanio.



Figura 16 a) Escáner Procera® Piccolo
b) Escáner Procera® Fort.

Hoy en día la casa Nobel Biocare® también tiene un escáner óptico Escáner 2G. Figura 17



Figura 17 Escáner óptico Procera ® 2G¹⁶.

En este tipo de escáner funciona con holografía conoscópica (figura 18) y láser que va barriendo la imagen. Para lograr esto en todos sus ángulos, la platina en la cual esta soportado el modelo tiene movimientos que ayudan a que el láser cubra toda la superficie deseada¹⁷.



Figura 18 Holografía conoscópica.

Fase CAD¹⁷

La fase del diseño está a cargo del software de NobelProcera™, el cual está elaborado para captar y trabajar con imágenes en 3D. El software cuenta con las siguientes funciones (figura 19):

- Biblioteca anatómica de dientes:
En este menú vienen formas anatómicas predeterminadas de cada uno de los dientes, para después ser modificadas a la forma que más convenga sin tener que diseñar el diente desde un principio.
- Función de recorte (cut-back) automática:
Sirve para crear un grosor en el material de forma uniforme en cualquiera de las caras. Esto ayuda a evitar una fractura o fisura posterior del material en su uso diario.
- Ajuste anatómico de la línea de terminación:
Ayuda a determinar la línea de terminación de manera automática y editable.
- Diseño morfológico de conectores:
Permite el diseño de conectores y su fácil visualización por cualquiera de sus caras.



Figura 19 Software NobelProcera™.

- Herramienta de visibilidad:
Permite ver el diseño desde cualquier ángulo, además de que tiene una función para poder visualizar el diseño en 2D.

Fase CAM¹⁸

Esta fase se realiza bajo el principio básico de la fase CAM ya mencionada en el capítulo anterior. Las variaciones de esta fase dependerán del material que se decida usar, pudiendo ser alúmina o zirconia, como subestructuras de coronas y pilares de implantes o titanio, también para pilares de implantes.

Figura 20



Figura 20 Máquinas de fresado¹⁷.

Los materiales y restauraciones usadas por el sistema Procera® son:

MATERIAL	TIPO DE RESTAURACIÓN
Alúmina	Carillas
	Cofias de coronas
	Puentes cementados sobre implantes de hasta 4 unidades
Zirconia	Cofias de coronas
	Puentes cementados y atornillados sobre implantes de hasta 14 unidades
	Pilares para implantes
Titanio	Puentes atornillados de hasta 14 unidades
	Pilares para implantes

CAPÍTULO III GENERALIDADES DE IMPLANTES

3.1 Qué es un implante

Un implante dental es un dispositivo biocompatible insertado en el hueso mandibular o maxilar para reemplazar la raíz de un diente ausente y lograr una conexión firme, estable y duradera con el hueso circundante en un proceso denominado osteointegración¹⁹.

El implante está compuesto de tres partes (figura 21)²⁰:

- Módulo de la cresta
- Cuerpo
- Ápice



Figura 21 Partes del implante.

Al implante van unidos el tornillo de cicatrización y posteriormente el pilar que sostendrá a la prótesis.

3.2 Integración y estabilidad de un implante

La íntima relación que se da entre el implante y el hueso es la osteointegración.

Este término fue introducido por el profesor y científico sueco Per-Ingvar Brånemark y su equipo de trabajo de la Universidad de Göteborg.

El profesor Brånemark se dedicaba a ver, mediante microcámaras de titanio que implantaba en el peroné de los conejos, la microcirculación ósea.



Cuando intentó remover la cámara del hueso, descubrió que había una íntima relación entre el hueso y la cámara que dificultaba la extracción de la misma. De este hecho surgió la idea de poner implantes de titanio en zonas edéntulas para rehabilitarlas.

El concepto de osteointegración se refiere a la conexión directa, estructural y funcional entre el hueso vivo y la superficie de un implante sometidos a cargas funcionales.

La osteointegración se dará dependiendo del hueso donde se esté alojando el implante.

El hueso cortical cuenta con capas de células llamadas osteocitos y componentes orgánicos como colágenos, glucosaminoglucanos y proteínas adhesivas, que suman el 40% del peso. El otro 40% está formado de componentes orgánicos como la hidroxiapatita. Este hueso es duro y denso y está recubierto por el periostio, que está formado por fibras de colágeno y células de remodelación ósea (osteoblastos y osteoclastos).

El hueso esponjoso está formado por trabéculas óseas y es mucho menos denso que el hueso cortical. Es un hueso que cuenta con gran cantidad de osteoblastos y osteoclastos debido a los espacios que hay en su trabeculado.

Tanto en mandíbula y maxilar se encuentra hueso esponjoso, siendo más abundante en maxilar.

Para que la estabilidad del implante sea mejor es necesario tener hueso esponjoso en buena medida, ya que aporta la vascularidad al hueso. Pero también se requiere un buen grosor de hueso cortical para tener una buena estabilidad del implante. Así también, el hueso esponjoso mandibular es más



denso que el maxilar, por lo que el tiempo de osteointegración primaria en maxilar es más largo que en mandíbula.

La estimulación de las células remodeladoras de hueso en maxilar y mandibular es dada por las fuerzas masticatorias.

Durante la introducción del implante existe una interface entre el hueso y el implante que contiene sangre, hueso necrótico y tejido conectivo, además de otras sustancias por la respuesta inflamatoria aguda que provocarán reacciones que ayuden a la crecimiento de hueso en la zona.

Existen diversas formas de reacción en la zona quirúrgica donde se colocó el implante, como una formación de tejido fibroso, formación de un secuestro óseo o producción de hueso de cicatrización.

La osteointegración se da cuando por el proceso de inflamación se extravasan células como monocitos y macrófagos. Los macrófagos liberan factores de crecimientos de fibroblastos que activan a células endoteliales a expresar el activador de plasminógeno y procolagenasa.

Al mismo tiempo, esta sangre extravasada forma un coágulo y las plaquetas que lo integran tienen como función la hemostasia y secreción de factores como PDGF, factor de crecimiento derivado de plaquetas (en inglés, platelet derived growth factor), TGF- β , factor de crecimiento transformante beta y FGF, factor de crecimiento de fibroblastos. La zona dañada presenta una disminución de oxígeno por la falta de sangre y produce que el pH disminuya; esto ayuda a que los macrófagos y leucocitos polimorfonucleares eliminen los detritus celulares al mismo tiempo que segregan factores que promueven la quimiotaxis y la mitogénesis.



En un período de 3 a 5 días se produce tejido de granulación (vasos sanguíneos, colágena y células), para dar lugar a la formación de osteoblastos y condroblastos.

Es en este momento donde se realizará la producción de hueso (osteogénesis) de dos formas:

- Osteogénesis a distancia, que se da por crecimiento del hueso por aposición.
- Osteogénesis de contacto, que se da cuando el hueso que va creciendo establece contacto con el implante y comienza el crecimiento de células alrededor del implante.

Al proceso por el cual las células van formando hueso hasta llegar a la superficie del implante se le llama osteoconducción.

Este último proceso dará lugar a la formación del callo óseo.

La osteogénesis a distancia comienza en el sitio periimplantar donde crece hueso por aposición.

Por último, se da la remodelación ósea. Este es un proceso donde se activan los osteoclastos para formar la laguna de Howship, que posteriormente será llenada por materia ósea (osteoides), que finalmente madurará y se convertirá en hueso nuevo.

Todo este período tiene una duración entre 3 y 6 meses.

La osteointegración se da con más facilidad y fuerza si la superficie del implante es rugosa, ya que tiene más superficie de adherencia y crecimiento celular.



El sellado biológico gingival se da de las fibrillas de tejido conjuntivo subepitelial que se inserta en la superficie del implante, por medio de hemidesmosomas y se cree que las glucoproteínas de los hemidesmosomas se unen al implante por el óxido que éste forma.

En la interface entre el pilar y el tejido conjuntivo existe una red tridimensional de fibras de colágeno que no se inserta en la superficie del implante, sino que se comprime a modo de corona y consigue un fuerte sellado^{19,21,22,23}.

3.3 Tipos de implante

El éxito de un implante depende de un buen diagnóstico, selección del paciente, sitio anatómico y el material del implante.

Actualmente el material más utilizado es el titanio puro (menos de 0.25% de impurezas). Este material se caracteriza por formar una capa de óxido que limita los fenómenos de biocorrosión al contacto con el aire o tejidos. Hoy día los implantes dentales subperiosticos y en lámina están prácticamente desechados²³.

Por la forma del implante actualmente tienen forma de tornillos y son cónicos o cilíndricos.

La longitud del implante es la distancia que hay de la plataforma al ápice del implante. La longitudes de implantes más encontradas en el mercado son 8,5 mm, 10mm, 11,5mm, 13mm y 15 mm. Entre mayor sea la longitud del implante mejor será su pronóstico²⁴.



Los diámetros del implante van desde 3mm hasta 7mm. Entre mayor sea el diámetro del implante mayor y mejor osteointegración, y por tanto, mejor pronóstico.

Como ya se mencionó anteriormente, el implante tiene una mejor osteointegración en superficies rugosas. Para obtener este tipo de superficies existen diferentes maneras de lograrlo²⁵:

- Arenado con partículas de óxido de aluminio (Al_2O_3).

Mediante el disparo a presión de partículas de óxido de aluminio se logra la abrasión la superficie del implante para lograr una textura rugosa.

- Recubrimientos con hidroxiapatita (HA).

El implante es rociado por partículas de polvo de hidroxiapatita derretida que se solidifican al contacto con el implante. Además de obtener una superficie rugosa sobre el implante, se obtiene como beneficio la osteoconducción en el momento de la integración del implante.

- Rociado con plasma de titanio (T.P.S).

Son gotas de titanio fundido.

- Grabado ácido.

Consiste en sumergir el implante en una solución de ácido hidrociorídrico y ácido sulfúrico, la cual erosiona la superficie del implante.

La conexión del implante es la manera de unión entre el implante y el pilar. Generalmente son figuras geométricas antirrotacionales. Existen 2 tipos de conexión²⁶:

- Interna:

- Hexágono interno: el hexágono se encuentra dentro del implante. Una gran ventaja de este tipo de conexión es que transmite las fuerzas masticatorias hacia el implante de manera horizontal (figura 22).



Figura 22 Conexión Interna del implante.

- Cono morse: esta es una conexión por la cual el implante en su parte interior tiene una conicidad de 4° a 8° y la conexión hembra tiene la misma conicidad, al momento de apretarlos hay un punto donde coinciden perfectamente, creando una buena estabilidad (figura 23.)



Figura 23 Cono Morse del implante.

- Externa:

- Hexágono externo: el hexágono se encuentra sobre la plataforma. Este tipo de conexión no es recomendable en zonas de alta carga masticatoria (figura 24).



Figura 24 Conexión Externa.

Los implantes también se clasifican por su retención a la prótesis en:

- Atornillados.
- Cementados.
- Pilar por retenedor (attachment).

Los pilares se clasifican por su angulación, material y su fabricación. Los angulados son dos:

- Rectos: se usan cuando el implante tiene la angulación correcta para restaurarse.

- Angulados: se utilizan cuando el implante no tiene la posición correcta para su rehabilitación.

La clasificación por el material:

- Metálicos:
 - Titanio: este es el más utilizado
 - Níquel-cromo
 - Cobalto-cromo
 - Aleación de oro
- Cerámicos:
 - Zirconio.
- Plásticos: de muy corta duración.

Por su fabricación los pilares se clasifican en:

- Prefabricados:
 - No modificables: estos son construidos con los mismos tornos alfanuméricos que el implante, por lo que tiene un gran ajuste.
 - Modificables:
- Pilares confeccionados en laboratorio: es mediante un cilindro de plástico que posteriormente podrá ser fundido para formar el pilar.
- Pilares maquinados: son aquellos que son elaborados mediante la tecnología CAD-CAM, estos pueden ser de titanio, óxido de alúmina o zirconio. Figura 25



Figura 25 Sistema CAD/CAM. A. Pilares Procera, tomado del catálogo de productos Nobel Biocare 2010²⁶.

3.4 Procedimiento para la colocación de la prótesis sobre el implante

Después de la colocación del implante y su osteointegración, será necesario comenzar con su rehabilitación mediante la toma de impresión.

Para lograr copiar con exactitud el lugar, el ángulo y el diseño del implante al momento de la impresión necesitamos ciertos componentes. Los componentes de impresión del implante son los siguientes (figura 26)^{27,28}:

- Transfer.

Este aditamento copia la posición y el diseño del implante durante la impresión. Este aditamento será el que irá atornillado sobre al boca del paciente al momento de la impresión



Figura 26 Transfer y Análogo unidos.

- Análogo del implante:

Es el dispositivo por medio del cual se replica de manera exacta el cuerpo y la plataforma del implante. Se une al transfer después de la toma de impresión para que al momento de que el modelo sea vaciado en yeso, el análogo quede atrapado sobre la impresión.

Para la toma de impresión y la obtención del modelo maestro o de trabajo existen dos técnicas:^{27,28}:

- **Técnica Cubeta Cerrada**

Primero será necesario elegir el porta impresiones o cucharilla que se usará. En el caso de esta técnica se requiere de un porta impresiones rígido y prefabricado.

Ya elegido el porta impresiones se quitaran los tornillos de cicatrización y se limpiará perfectamente la zona alrededor del o los implantes, procurando evitar sangrado que pueden impedir una buena toma de impresión (figura 27).



Figura 27 Retiro de los tornillos de cicatrización.

Con la zona limpia se atornilla el transfer sobre la plataforma del implante, de manera que quede firme y que ajuste perfectamente sobre la plataforma, cuidando no ejercer presión excesiva en el tornillos para no ocasionar alguna fractura del mismo o que resulte difícil el retiro del transfer posterior a la impresión (figura 28).



Figura 28 Colocación del transfer.

Con el transfer en boca se inicia la toma de impresión, colocando material fluido alrededor del transfer y el implante. Mientras se da la colocación de este material fluido (figura 29), al mismo tiempo, se estará colocando material pesado sobre el porta impresiones, para que una vez terminada la aplicación



Figura 29 Colocación de material fluido de impresión.

del material fluido y antes de su polimerización la cucharilla con material pesado sea llevada a boca para lograr una impresión de una sola intención (figura 30).

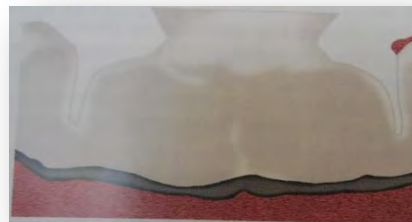


Figura 30 Impresión de una sola intención

Para este tipo de impresión se usa un transfer que no presente retenciones, generalmente cónico, ya que se requiere que quede la huella plasmada sin que el transfer quede atrapado dentro de la impresión a la hora de retirarla de la boca. Posteriormente se desatornilla el transfer de la boca del paciente y es conectado al análogo. Ambos se reposicionan sobre la impresión. Así también, este tipo de transfer tiene una pared plana para que sea sencilla la localización que tenía el transfer durante la toma de impresión (figura 31).



Figura 31 Colocación del transfer conectado al análogo sobre la impresión.

Terminada la impresión se colocará el tornillo de cicatrización para evitar que se introduzca alimento y saliva en la rosca interna del implante.

En la impresión que se obtuvo, ya con el transfer y el análogo sobre la impresión, se procede a vaciar el modelo. Para este paso se vaciará una resina simuladora de encía que pueda retirarse (Vesto Gum, Espe, Seefeld, Germany). Esta resina tendrá un espesor de 2mm y únicamente se pondrá en la porción donde se encuentren los implantes. Una vez colocada esta resina, encima y de manera normal, se vaciará el modelo con yeso y si se desea se podrá realizar un zócalo (figura 32)²⁸.



Figura 32 Modelo con resina simuladora de encía.

Técnica Cubeta Abierta

Esta técnica se diferencia de la anterior porque la cucharilla tiene unos orificios por donde entra el componente de impresión o transfer al momento en que se realiza la impresión. Además de que el transfer es generalmente cuadrado y tiene retenciones.



Figura 33 Retiro de tornillos de cicatrización.

Esta técnica comienza quitando los tornillos de cicatrización y limpiando perfectamente la zona alrededor del o los implantes, procurando evitar sangrado que pueden impedir una buena toma de impresión (figura 33).

Con la zona limpia se atornilla el transfer sobre la plataforma del implante, de manera que quede firme y que ajuste perfectamente sobre la plataforma, cuidando no ejercer presión excesiva en el tornillos para no ocasionar alguna fractura del mismo o que resulte difícil el retiro del transfer posterior a la impresión (figura 34). Se sugiere que se unan los transfer entre si con una resina para evitar que se muevan al momento de retirar la impresión.

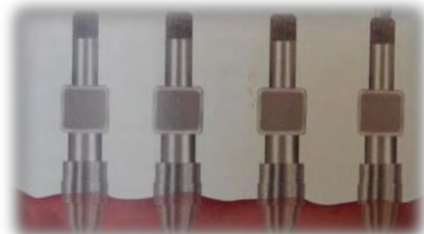


Figura 34 Colocación de transfer.



Figura 35 Cucharilla individual

En esta técnica se elabora una cucharilla individual que contenga orificios que coincidan y permitan la entrada y salida de la cucharilla sobre el o los transfer (figura 35).

Con el transfer en boca se inicia la toma de impresión, colocando material fluido alrededor del transfer y el implante. Mientras se da la colocación de este material fluido (figura 36), al mismo tiempo, se estará colocando material pesado sobre el porta impresiones, para que una vez terminada la aplicación del material fluido y antes de su polimerización la cucharilla con material pesado sea llevada a boca para lograr una impresión de una sola intención. Se debe tener especial cuidado de que el transfer pase a través de los orificios.

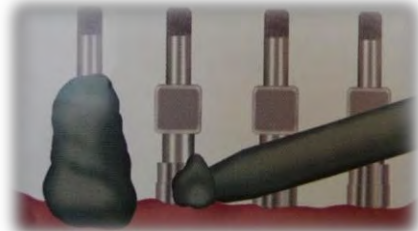


Figura 36 Colocación de material fluido de impresión

Con la impresión aún en boca y sin retirarla, se desatornillará los transfer por medio de los orificios que se realizaron en la impresión. Una vez desatornillados se retirará la impresión, observando que al momento de su retiro, el transfer quede atrapado dentro de la impresión (figura 37).



Figura 37 Desatornillado de los transfer.

Con la impresión fuera de boca, se conectará el análogo sobre el transfer que se encuentra dentro de la impresión, con el cuidado de no hacer demasiada presión para evitar deformaciones en la impresión (figura 38).



Figura 38 Colocación de análogos.



Terminada la impresión se colocarán nuevamente los tornillos de cicatrización al paciente.

A la impresión obtenida se vaciará de la misma manera que en el técnica anterior²⁸.

CAPÍTULO IV SISTEMA CAD-CAM PROCERA® IMPLANT BRIDGE

4.1 Funcionamiento del sistema

Este sistema fue creado por la casa Nobel Biocare para proveer al paciente de puentes sobre implantes o prostodoncias fijas sobre implantes a pacientes edéntulos²⁹. Figura 39



Figura 39 Puente Procera® Implant Bridge¹⁷.

El método convencional de rehabilitación sobre implantes indica que es necesario fijar sobre el implante un pilar, ya sea atornillable o cementable, que posteriormente soportará la cofia de las coronas o puentes y estas a su vez estarán caracterizadas con porcelana.



Figura 40 Puente Procera® Implant Bridge sobre pilares.

El sistema Procera® Implant Bridge puede o no eliminar el proceso convencional, ya que se omite el uso del pilar atornillable o cementable (figura 40) y cofia. En su lugar se elabora una estructura homogénea de un bloque de titanio o zirconio que integra pilar y cofia, para posteriormente ser recubierta de porcelana.

4.2 Indicaciones

- Pacientes con posibilidades de hacer prótesis sobre implantes o pacientes desdentados totales con buen reborde residual para la colocación de implantes.

- Este sistema es posible usarlo para sistema de implantes Branemark System®, Steri-Oss® y Replace® Implants.
- Está indicada para cualquier área de la boca donde se necesiten restauraciones.
- Prótesis atornilladas o cementadas únicamente sobre titanio.
- Los bloques de titanio y zirconia sobre los cuales es necesario realizar las prótesis tienen ciertas medidas, por tanto el diseño de la prótesis debe ajustarse a un diámetro de 60mm y una altura de 20mm tanto de titanio como de zirconia matizada; o de zirconia blanca en un diámetro de 60mm y una altura de 30mm (figura 43)^{29,30,31}.

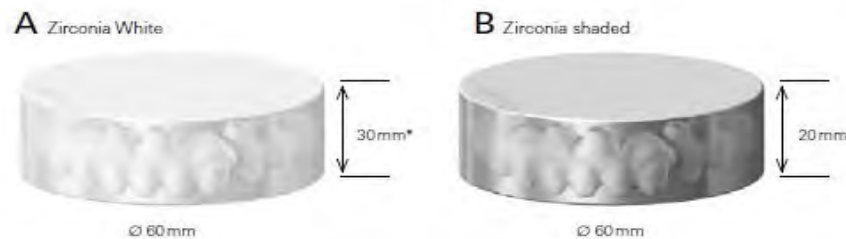


Figura 43 Bloques de Zirconia.

4.3 Contraindicaciones

- No debe haber más de dos púnticos entre el soporte de los implantes.
- En pacientes bruxistas^{30,31,32}.

4.4 Escaneo del modelo

El proceso para escaneo del modelo se debe iniciar con la toma de impresión de los implantes por cualquiera de las técnicas (técnica de cubeta cerrada o técnica de cubeta abierta) para obtener el modelo maestro (figura 44).

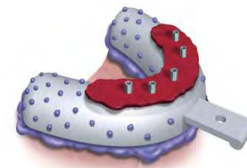


Figura 44 Toma de impresión de los implantes.



Figura 45 Escaner Óptico Procera® 2G.

Una vez obtenido el modelo maestro debe mandarse al laboratorio para iniciar el proceso de elaboración de la prótesis. Este proceso inicia con el escaneado del modelo.

El escaneado se realiza por medio del escáner óptico del sistema Procera® 2G (figura 45) que funciona mediante un láser que va barriendo la imagen y la traslada a la computadora. Ó el escáner táctil Procera® Forte, que funciona mediante un zafiro que contacta con el modelo y va girando, esos giros son trasladados a la computadora para ir creando el diseño. Ambos equipos de escáner son mencionados a detalle en el Capítulo II.

Para poder lograr un mejor escaneado y un buen ajuste de la estructura a realizar, al momento de vaciar el modelo con yeso debemos asegurarnos de poner la resina acrílica como se menciona en el capítulo anterior.



Figura 46 Modelo con resina simuladora de encía.

El grueso de esta resina debe ser de al menos 2mm para que al retirarla, el componente simulador del implante o análogo sea visible esos mismos 2mm y no existan interferencias al momento del escaneado (figura 46).²⁹

Sobre el modelo maestro el laboratorio debe elaborar una estructura de acrílico que simule la estructura de titanio o zirconio que tendrá la prótesis (figura 47). El proceso de elaboración de esta estructura es la siguiente:



Figura 47 Estructura de acrílico.

Primero se debe recordar que para la colocación de implantes se requiere de una guía quirúrgica. En el caso de este sistema se necesita de un guía que tenga indicado la altura y forma de los dientes (figura 48). Con la guía puesta sobre el paciente y los dientes antagonistas en oclusión con la guía,



Figura 48 Guía quirúrgica.

se toma una llave de silicón donde se marquen las caras vestibulares. Esta llave va a servir para que al momento de realizar la estructura de acrílico no se interfiera con el plano de oclusión (figura 49).



Figura 49 Registro de silicón.

Ya tomada la llave como referencia se prosigue a la elaboración de la estructura sobre el modelo maestro sin retirar la resina simuladora de encía (figura 47) ^{29,30,31}.

4.5 Fase CAD

Esta fase, como ya se mencionó en capítulos anteriores, es donde se elabora el diseño de la prótesis.

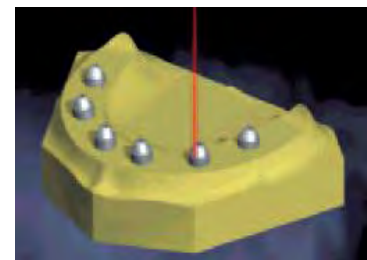


Figura 48 Modelo escaneado con láser sin simulador de encía.



Figura 49 Escaneo de la estructura de acrílico rociada con barniz blanco.

Para este proceso necesitamos el escaneado de dos cosas: el modelo maestro sin la encía simuladora de encía (figura 48) y la estructura acrílica. Esta última tiene que ir rociada de un barniz blanco que da un color mate y sin refracciones de luz, permitiendo una mejor escaneado (figura 49).

Finalmente ambas figuras escaneadas (modelo y estructura de resina) son unidas en el software para terminar el diseño completo de la estructura de zirconio o titanio y poder ser mandada a las máquinas de fresado^{29,30,31,32}.

4.6 Fase CAM

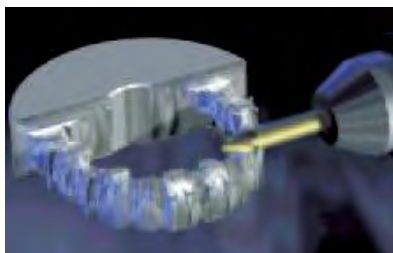


Figura 50 Fresado del Titanio.

Como ya se mencionó esta fase en donde es fresada la estructura diseñado por computador.

Los materiales usados para estructuras de este tipo son: titanio puro o zirconia presinterizada, que posteriormente será sinterizada (figura 50).

Terminando el proceso de fresado la estructura será separada del material sobrante, por medio de discos o fresas con el cuidado de no cortar material que pueda ser necesario. Así también deben quitarse cualquier filo cortante.

En el caso del titanio, una vez elaborada en la máquina de fresado, será samblasteado con óxido de aluminio de 250µm en un ángulo de 45° para crear retenciones, que nos servirá para el posterior anclaje de la cerámica.



Figura 51 Estructura de Titanio.

Posterior al samblastado es preciso dejar pasar de 10 a 30 minutos a temperatura ambiente para aplicar un material de unión (bonding) que ayudará a la retención de la cerámica y poder finalizar el trabajo (figura 51).



Figura 52 Estructura de zirconio.

En el caso de que la prótesis desee hacerse con zirconia deberá pasar también por un proceso de samblastado a base de óxido de aluminio de $110\mu\text{m}$ a una distancia de 10mm, para crear retenciones y que posteriormente pueda colocarse una cerámica para zirconia (figura 52).

Ambos tipos de materiales deben lavarse con una tina ultrasónica por 5 minutos antes de la aplicación de la cerámica, o en el caso del titanio, antes del bondig^{29,30,31,32}.

4.7 Pruebas en paciente

Para iniciar las pruebas sobre el paciente deberán quitarse los tornillos de cicatrización y limpiar la zona alrededor de los implantes. Se debe verificar que el tejido gingival no presente inflamación, ya que ello puede provocar algún diagnóstico erróneo sobre el ajuste de la estructura de titanio o zirconio.

Una vez limpia la zona, se colocan la estructura, ya sea en zirconio o titanio, cuidando que esta no bascule y esté libre de cualquier tensión; debe entrar libremente sin



Figura 53. Prueba de la estructura de titanio.

provocar ningún esfuerzo. Así también, debe adaptarse perfectamente sobre la plataforma del implante sin dejar ningún espacio o sobre extenderse de los límites de la plataforma (figura 53). En cada prueba que se realice siempre se debe atornillar la estructura sobre los implantes, para tener una mejor adaptación y por tanto diagnóstico, sin olvidar que aún sin los tonillos la estructura debe sostenerse estable sobre los implantes.



Figura 54 Radiografía de la estructura de titanio.

Para verificar que la estructura asienta perfectamente sobre los pilares o implantes, se puede tomar una radiografía (figura 54).

A continuación se hace la elección del color de los dientes, tomando en cuenta prótesis adyacentes o antagonistas o dientes remanentes. Recordemos que la forma y tamaño de los dientes ya fue diseñada desde el momento que se realiza la guía quirúrgica.

Ya con la información anterior se procede a regresar la estructura al laboratorio.

Cuando el laboratorio regresa la prótesis, regresará una prueba en cera o de porcelana para verificar posición de dientes, color, así como la adaptación de la prótesis sobre los implantes. Estando de acuerdo con lo antes mencionado, se procederá a hacer el minucioso ajuste oclusal de la prótesis. Debemos tener sumo cuidado al momento de hacer el ajuste oclusal, ya que si dejamos puntos prematuros de contacto, además de dañar la articulación temporomandibular, podríamos causar el futuro fracaso de ese implante por la sobrecarga.

Si el paciente y profesional quedan complacidos con el trabajo hasta este punto, se tomará una impresión de mordida con material fluido y en caso de que se tengan cambios a nivel gingival es posible poner un poco de este material para impresionar el tejido gingival (figura 55) que nos ayudará a tener un mejor sellado y estética en el área gingival.



Figura 55 Impresión de mordida.

Con esto terminado el laboratorio pondrá los acabados del material en acrílicos o porcelana altamente pulido para lograr una buena higiene de la prótesis e implantes (figura 56).



Figura 56 Procera® Implant Bridge pulido y terminado por el laboratorio.

Una vez terminada la prótesis por el laboratorio será montada definitivamente en el paciente.

Se atornillará la prótesis de manera firme, sin forzar los tonillos. Sobre los accesos de los tornillos se pondrá teflón o gutapercha, ya que de ser necesario serán fácilmente destapados y evitaremos el maltrato de la cabeza del tornillo (figura 57).

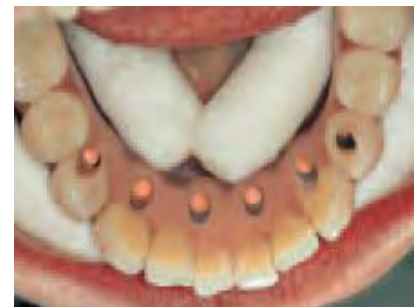


Figura 57 Accesos de tornillos con gutapercha.



Figura 58 Resina sobre los accesos de los tornillos.

Sobre la gutapercha pondremos resinas para que los tornillos sean fácilmente localizados y evitar la entrada de saliva o placa dentobacteriana a los implantes (figura 58).

De esta manera quedará terminada la prótesis (figura 59).



Figura 59 Colocación final del puente Procera® Implant Bridge inferior. La arcada superior es una protodoncia monomaxilar convencional.

Antes de que el paciente se retire se le deben dar indicaciones sobre el cuidado de su boca y de su prótesis, tanto el puente que acabamos de colocar, como de la prótesis que ya tenía.

Los pacientes portadores de prótesis deben quitarse cualquier prótesis removible y cepillarla con cepillos especiales para prótesis, así como con jabón líquido neutro. Se recomienda nunca usar pasta dental y mantener las prótesis en un vaso con agua para mantenerlas hidratadas, durante el tiempo que no se usen.



Una vez terminada la limpieza de las prótesis removibles, se realizará el cepillado de los dientes remanentes de forma cotidiana y con pasta dental. Durante el cepillado debemos recordar que también se requiere cepillar las zonas desdentadas.

En el caso de los pacientes que no presenten dientes remanentes, debemos indicarles cepillarse sus encías con un cepillo de cerdas suaves, así como el uso de pasta dental.

Una vez realizado el cepillado general de su boca, se le indicará cómo limpiará la prótesis apenas realizada y, si es el caso, la limpieza de cualquier otra prótesis fija.

La limpieza de la prótesis que se acaba de colocar y de cualquier prótesis fija se debe realizar con un cepillo interdental que pase por debajo de la prótesis, para que sea cepillado alrededor de las plataformas de los implantes o, si es el caso, los pilares de dientes naturales.

También se sugiere el uso de hilo dental Super Floss®, que consta de una punta plástica semirígida que permite pasar el hilo por debajo del puente.

Posterior a esta porción, le sigue un tramo de hilo grueso y suave, que se expande o contrae dependiendo el espacio que tenga el hilo entre la restauración y la encía.

Para finalizar el hilo, este está hecho de hilo dental convencional para pulir la zona que limpió la porción de hilo grueso.



Se debe tener cuidado en el uso de hilo dental, ya que de no tener una técnica adecuada se puede causar la laceración del tejido gingival.

Una vez realizada la limpieza con hilo dental, se debe esperar 30 minutos para el uso de cualquier colutorio, ya que si se usa inmediatamente después del cepillado dental, los remanentes de pasta dental impiden la eficacia del colutorio.

Se recomienda tener citas continuas con el profesionalista para el chequeo general de su boca y la supervisión del puente colocado. En caso de que el paciente presente cualquier molestia o duda, será necesario que acuda con el profesional²⁹.



CONCLUSIONES

En este trabajo se concluye que el sistema CAD-CAM es una herramienta de gran ayuda en el tratamiento de rehabilitación protésica, ya que ayuda a ofrecerle al paciente restauraciones más duraderas, mejor ajuste marginal, estética y tratamientos más personalizados.

En el caso particular del sistema CAD-CAM Procera® Implant Bridge, tiene la gran ventaja de realizar restauraciones sobre implantes en forma fija, logrando mayor comodidad al paciente, así como mejor estética. De igual forma, podemos realizar estructuras que soporten la prótesis de manera personalizada, eliminando el uso de pilares o cofias prefabricadas.

Es importante que el Odontólogo conozca estas opciones de tratamiento, para que cada vez más pacientes tengan la oportunidad de acceder a esta tecnología. Con esto último, además de un mejor tratamiento provocaremos una mayor demanda de restauraciones de este tipo, lo que propiciará mayor competencia y por tanto una baja en los costos de éstos productos.

Estos avances tecnológicos ayudarán al desarrollo de la Odontología, gozando de restauraciones funcionales cada vez más estéticas, además de cubrir los requerimientos y necesidades de los pacientes de forma satisfactoria.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ¹ Sánchez Jorge, M.^a Isabel, et. al. Métodos CAD/CAM en prótesis [en línea]. Febrero de 2007 [fecha de consulta: 20 de enero de 2014]. Disponible en: http://www.gacetadental.com/wp-content/uploads/OLD/pdf/178_CIENCIA_CadCam_protesis.pdf
- ² Martínez Arroyo, René Ramón, et. al. Las Ventajas e Inconvenientes del CAD/CAM [en línea]. 2006 [Fecha de consulta: 18 de enero de 2014]. Disponible en: <http://www2.uacj.mx/iit/culcyt/sepdic2006/7%20Sistemas%20Computacionales%20OK.pdf>
- ³ Cadafalch Cabaní, Juan. Caracterización microestructural y mecánica de materiales en base a cerámica elaborados por la tecnología CAD-CAM para su utilización en prótesis odontológica. [Tesis Doctoral] Barcelona 2004 [fecha de consulta: 17 de enero de 2014]. Disponible en: <http://www.tdx.cat/handle/10803/1177>
- ⁴ Ortega Sánchez, Rocío. ANÁLISIS DEL AJUSTE MARGINAL Y EL AJUSTE INTERNO EN SISTEMAS CAD-CAM DE ÓXIDO DE CIRCONIO [en línea]. 2013 [fecha de consulta: 23 de enero de 2014]. Disponible en: <http://eprints.ucm.es/20043/1/T34314.pdf>
- ⁵ The Dental Company Sirona, SOLUCIONES CAD/CAM PARA EL LABORATORIO DENTAL inLab. EL ARTE DE LA TÉCNICA INNOVADORA [en línea]. [Fecha de Consulta: 24 de febrero del 2014]. Disponible: http://www.sirona.com/ecomaXL/get_blob.php?name=A91100-M43-B659-01-7800.pdf&download=1.
- ⁶ Fuster-Torres, María Ángeles, et. al. CAD/CAM dental systems in implant dentistry: Update [en línea]. 2009 [fecha de consulta: 21 de enero de 2014]. Disponible en: <http://medicinaoral.com/medoralfree01/v14i3/medoralv14i3p141.pdf>



⁷ Anitua, Eduardo. Sistema BIO CAD/CAM: Estructuras mecanizadas en frío sobre Multi-Im® [en línea]. 2012 [fecha de consulta: 20 de enero de 2014]. Disponible en: http://bti-biotechnologyinstitute.com/web/uploads/media/public/0001/01/2012_es_dental_dialogue_cad_cam.pdf

⁸ Caparroso Pérez, Carlos, et. al. CERÁMICAS Y SISTEMAS PARA RESTAURACIONES CAD-CAM: UNA REVISIÓN [en línea] 2010 [fecha de consulta: 23 de enero de 2014]. Disponible en: <http://aprendeonline.udea.edu.co/revistas/index.php/odont/article/view/2379/6980>.

⁹ Torres García, René, PREPARACION, ESCANEADO, DISEÑO Y MECANIZADO CAD/CAM EN ODONTOLOGIA [en línea]. [Fecha de consulta: 24 de febrero de 2014]. Disponible: http://www.polimill.com/doc/guia_CAD_CAM.pdf.

¹⁰ IVOCLEAR VIVADENT, IVCAD NEW SLETTER [en línea]. 2006. [Fecha de consulta: 24 de febrero del 2014]. Disponible: http://www.ivoclarvivadent.us/empress/documents/empresscad_broch.pdf

¹¹ VITA Zahnfabrik H., VITABLOCS® Product Information [en línea]. 2012. [Fecha de consulta: 24 de febrero del 2014]. Disponible: http://vident.com/wp-content/uploads/2012/02/VITABLOCS_Product-Information_1675E.pdf

¹² IVOCLEAR VIVADENT, Scientific Documentation IPS e.max® CAD [en línea]. 2005. [Fecha de consulta: 24 de febrero del 2014]. Disponible: <http://www.roedentallab.com/downloads/emaxCADDData.pdf>

¹³ 3M ESPE, Precision Solutions for Dentists and Labs Lava™ Scan ST Design System [en línea]. 2009. [Fecha de consulta: 25 de febrero del 2014]. Disponible en: http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=SSSSSufSevTsZxtUnY_GMx2eevUgevTSevTSevTSeSSSSSS--&fn=Lava_Scan_ST_System_F_EBU.pdf

¹⁴ Kavo, KaVo Everest® CAD/CAM System KaVo Everest® – highest precision. [en línea][Fecha de consulta: 25 de febrero del 2014]. Disponible en: http://www.kavo.com/functions/csdownload3.aspx?file=Everest_CAD_CAM_System_en_1_0_04_7802.pdf&id=38451&org=550&key=c01cc7b6a7f20a4491d47a7c4574681d4804f07cbef9



56aab06b290f8cc1bd92&key2=7e8da59a75b430993b17c66f55c62128b82b61093cd70417d
d3f5946e6e8a3c8

¹⁵ Gottlander R, Adielsson B, Haag P. Efficient manufacturing, precision fit, and biocompatibility in the Procera technique for fabricating dental prostheses. Quintessence Of Dental Technology (QDT) [serial on the Internet]. (1994, Feb), [cited February 17, 2014]; 179-17. Available from: Dentistry & Oral Sciences Source. Disponible: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=ddh&AN=38027145&site=ehost-live>

¹⁶ Nobel Biocare®, Procera® scanners [en línea] 2007. [Fecha de consulta 28 de febrero del 2014]. Disponible en: http://www1.nobelbiocare.com/images/18695_PiccoloForte_GB_tcm55-1286.pdf

¹⁷ Nobel Biocare®, NobelProcera™ DESCUBRA EL NUEVO MUNDO DE LA ODONTOLOGÍA CAD/CAM, [en línea] 2010 [Fecha de consulta: 28 de febrero] Disponible en: <http://www.nobelbiocare.com/es/resource-library/brochures/dHlwZT1PUkcmcmVjb3JkSWQ9UFJPRE1UUkxfMDAwMzM2MI8xJmxxhbm d1YWdIPWVz.gmt>.

¹⁸ BALAREZO, A y TAIPE, C. Sistema In-Ceram® y sistema Procera®. Rev. Estomatol. Herediana, jul./dic 2006, vol.16, no.2, p.131-138. ISSN 1019-4355. Disponible en: http://revistas.concytec.gob.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1019-43552006000200011

¹⁹ Vanegas Acostal, Juan Carlos; Garzón-Alvarado, Diego; Casale Martín, Interacción entre osteoblastos y superficies de titanio: aplicación en implantes dentales, Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas [en línea] 2010 [fecha de consulta 10 de marzo del 2014] Disponible en: http://www.bvs.sld.cu/revistas/ibi/vol_29_1_10/ibi03110.pdf

²⁰ Pulido Contreras, Martha Isela. El collar de laser en implantes dentales. [Tesis Licenciatura] México D.F. 2010 [fecha de consulta 9 de marzo del 2014] Disponible en: <http://132.248.9.195/ptb2010/diciembre/0665376/Index.html>



- ²¹ Balandra Ortiz, Jazmin Monserrat, DISEÑO DE IMPLANTES DENTALES A LA MEDIDA PARA EL ÁREA MAXILAR [Tesis de Licenciatura en Ingeniería Industrial], México D. F., Ciudad Universitaria 2012. [fecha de consulta 8 de marzo del 2014] Disponible en línea en: <http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/bitstream/handle/132.248.52.100/2163/Tesis%20dise%C3%B1o%20de%20implantes%20dentales%20a%20la%20medida.pdf?sequence=1>
- ²² Lazzara, Richard J. , El diseño de un sistema de implante dental y su posible influencia para lograr y mantener resultados estéticos a largo plazo, Journal of Implant and Reconstructive Dentistry® [en línea]2012 [fecha de consulta 8 de marzo del 2014] Disponible en: http://biomet3i.es/Resource%20Center/Clinical%20Information/JIRD%20Editorial%20El%20dise%C3%B1o%20de%20un%20sistema%20de%20implante%20dental_ART1185_ES.pdf
- ²³ Peñarrocha Diago, Miguel, Oltra Moscardó, Sanchis Bielsa, José María. Conceptos generales de implantología. En: Implantología Oral. Barcelona: Ars Medica 2001. p, 3-13
- ²⁴ Matos Rodrigues Dalton, Sistemas de implantes. En:Manual de Prótesis sobre implante. Brasil: Artes Médicas Ltda. 2007. p, 31-41
- ²⁵ Lamberti Vázquez Alberto José. "Influencia de las características estructurales de los implantes en el proceso de oseointegración" revisión de la literatura. Acta odontol. venez [revista en la Internet]. 2008 [citado 2014 Mar 11] ; 46(4): 539-542. Disponible en: http://www.scielo.org.ve/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0001-63652008000400024&lng=es.
- ²⁶ Raico-Gallardo YN, Hidalgo-López I, Díaz-Saravia A. Diferentes sistemas de pilares protésicos sobre implantes. Rev Estomatol Herediana[en línea]. 2011. [fecha de consulta 10 de marzo del 2014] Disponible en: http://www.upch.edu.pe/faest/publica/2011/vol21_n3/vol21_n3_11_art07.pdf
- ²⁷ Roncero Moure, Alejandro, Componentes Protésicos. Tipos, Indicaciones, Ventajas y Desventajas [en línea] 2009 [fecha de consulta: 7 de marzo del 2014]. Disponible en: http://www.esorib.com/trabajos_mes/componentes.pdf



- ²⁸ Matos Rodrigues, Dalton, Impresiones en prótesis sobre implante. En: Manual de Prótesis sobre Implantes. Artes Médicas Ltda. 2007. p, 31-41
- ²⁹ Noelken, Robert. PROCERA® IMPLANT BRIDGE. A new treatment concept for a fixed restoration of the edentulous jaw [en línea] 2002 [fecha de consulta: 10 de marzo del 2014]. Disponible en: <http://www.dr-noelken.de/fileadmin/pdf/PROCERA%20IMPLANT%20BRIDGE%20engl.pdf>
- ³⁰ Nobel Biocare. NobelActive™ PROCEDURES AND PRODUCTS [en línea] 2009 [fecha de consulta 7 de marzo del 2014] Disponible en: <http://www.acedentalimplanttraining.com/editor/assets/5FD4F6C8-076C-4138-8772-36B1EC8820CE.pdf>
- ³¹ Nobel Biocare, NobelProcera™ and Procera® Implant Bridge Titanium and Zirconia INSTRUCTIONS FOR USE. [en línea]2012 [fecha de consulta: 28 de febrero del 2014]. Disponible en: <http://www.nobelbiocare.com/es/resource-library/handling-instructions/default.aspx>
- ³² Nobel Biocare. Dental Laboratory Branemark System, Nobel Replace, Nobel Speedy, Nobel Perfect, Nobel Direct. [en línea]2006 [fecha de consulta: 20 de febrero del 2014] Disponible en: http://www.absolutedentalservices.com/wp-content/uploads/2011/05/15503_DentalLab_Manual.pdf