



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

REHABILITACIÓN DE IMPLANTES DENTALES CON
USO DE CAD-CAM, UNA NOVEDOSA Y FIEL
ALTERNATIVA.

TESINA

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

LISBET BRIEL FARIÑAS

TUTOR: Esp. EDUARDO GONZALO ANDREU ALMANZA

Ciudad Universitaria, CDMX

2016



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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.

A Dios por darme vida, fuerza y a la mejor familia que puede existir, la cual siempre me apoyó aun cuando no coincidían con mis decisiones y gracias a ellos hoy puedo estar aquí cumpliendo mis sueños.

A todos mis profesores y en especial al Dr. Saracho que cuando lo necesite ahí estuvo ayudándome, convirtiéndose en más que un profesor. ¡Al Dr. Andreu que desde siempre dijo que sería mi tutor y me ayudaría en este hermoso proceso de titulación y lo cumplió!

A todos mis amigos y en especial Charlotte, Alejandra, Paulina, Michel e Indra que más que mis amigas se convirtieron en mi familia y mis pilares en México.

A todos los que se han cruzado de una u otra forma en mi camino y han contribuido a lo que soy.

Gracias

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	5
OBJETIVO.....	6
CAPÍTULO 1 ANTECEDENTES.....	7
1.1 Historia y evolución del CAD-CAM	7
1.2 Origen y evolución de los implantes dentales.....	9
CAPÍTULO 2 IMPLANTES DENTALES.....	15
2.1 Definición.....	15
2.2 Características macro y microscópicas.....	16
2.2.1 Material.....	19
2.2.2 Forma.....	19
2.2.3 Superficie.....	20
2.2.3 Longitud y diámetro.....	20
2.3 Tipos de implantes.....	21
2.4 Indicaciones y contraindicaciones.....	22
2.5 Causas del fracaso.....	24
CAPÍTULO 3 SISTEMA CAD-CAM.....	25
3.1 Definición.....	25
3.2 Fases del procesado.....	25
3.2.1 Digitalización.....	26
3.2.2 Diseño.....	26
3.2.3 Fresado.....	27
3.2.4 Sinterización.....	29
3.2.5 Cerámica de recubrimiento.....	30
CAPÍTULO 4 PRINCIPALES MATERIALES Y SISTEMAS CAD-CAM UTILIZADOS.....	31
4.1 Materiales utilizados para el fresado.....	31
4.2 Principales sistemas para el fresado.....	41

4.3 Producción CAD-CAM.....	49
CAPÍTULO 5 REHABILITACIÓN DE IMPLANTES DENTALES UTILIZANDO TECNOLOGÍA	
CAD-CAM.....	52
5.1 Ventajas.....	52
5.2 Desventajas.....	53
5.3 Presentación de caso clínico.....	54
CONCLUSIONES.....	64
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	65

INTRODUCCIÓN

Los implantes dentales son pequeños dispositivos, similares a tornillos de forma cilíndrica, que se colocan en el hueso maxilar para permitir la retención de dientes sustitutos (coronas, puentes, dentaduras parciales y/o dentaduras totales). Se fabrican de titanio, metal muy liviano y resistente, el cual ha mostrado ser excepcionalmente compatible con el cuerpo humano, permitiendo su integración con el hueso maxilar.

El proceso de "soldadura" que fija efectivamente el implante al hueso, es llamado "Osteointegración". Fue descrita por primera vez por Branemark en la década de los años 60 y ha sido, uno de los avances científicos más significativos en la odontología durante los últimos años. La introducción de la osteointegración y la consolidación de la implantología como ciencia han aportado a la Odontología una concepción terapéutica basada en la conexión del implante osteointegrado a la estructura protésica para rehabilitar los dientes perdidos y con ello mejorar la capacidad masticatoria, además de la comodidad y satisfacción.

Para solucionar el problema de la translucidez grisácea que se producía en la zona cervical debido al color metálico del implante se propuso el uso de pilares cerámicos, apareciendo así pilares de alúmina pero resultaron ser demasiado frágiles al no soportar las cargas oclusales, ante esto se crearon cerámicas más resistentes como la zirconia, que duplica la resistencia a las fracturas.

Los materiales cerámicos que son específicamente desarrollados con fines médicos u odontológicos se denominan biocerámicas. La aparición de la zirconia como un biomaterial data de fines de los años 1960, cuando Helmer y Driskell publicaron el primer artículo con referencia a las aplicaciones médicas de la zirconia. Casi simultáneamente, alrededor del año 1970 con Duret, empieza a desarrollarse la tecnología CAD CAM para la fabricación de restauraciones dentales.

En esta última década se generó un gran conocimiento con respecto a la zirconia en cuanto a sus propiedades químicas y cristalográficas, así como también se avanzó de gran forma en lo que hace referencia a su proceso de producción. Esto ha corrido en paralelo con el desarrollo de la tecnología CAD CAM, generando un significativo incremento de las aplicaciones clínicas de la zirconia y logrando excelentes resultados tanto estéticos como funcionales en las rehabilitaciones protésicas.

OBJETIVO

Describir la rehabilitación protésica de los implantes dentales con uso de tecnología CAD-CAM.

CAPÍTULO 1 ANTECEDENTES

Los dientes son órganos vitales para desarrollar una vida normal. Su función principal es triturar los alimentos para favorecer una correcta digestión. Pero también desempeñan un papel social importante, ya que no sólo son cruciales para la fonación, sino también para una expresión armoniosa de la cara. Una buena dentadura es muchas veces un signo de salud y bienestar. El Hombre, desde sus inicios, se preocupó en reponer dientes perdidos a través de prótesis dentales y entre varias alternativas buscadas, exactamente una fue la implantación de piedras aloplásticas.

1.1 Historia y evolución del CAD-CAM

El Dr. Patrick Hanratty concebía en 1957 el primer software CAM llamado "PRONTO" por lo que ha sido muchas veces llamado el padre del CAD/CAM.^{1,2} Figura 1

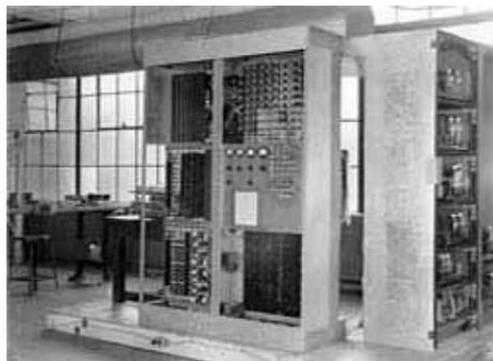


Figura 1 Ordenador EDSAC fabricado en 1949.³

A principios de los 60 Iván Sutherland crea en el laboratorio Lincoln (MIT) el primer sistema gráfico CAD llamado "Sketchpad". Por el alto precio de estos ordenadores solo algunas compañías de aviación o automóviles desarrollaron en los 60 estos tipos de software.¹

Durante los años 70 este tipo de software comenzó su migración de la investigación hacia su uso comercial. Aunque todavía el software fuera desarrollado por grupos internos de grandes fabricantes de automoción y aeroespaciales como General Motors, Mercedes-Benz, Renault, Nissan, Toyota, Lockheed, McDonnell-douglas, Dassault. Dassault empresa

Francesa de aviación desarrolla el primer programa CAD/CAM llamado DRAPO iniciales de definición y realización de aviones por ordenador.

En los años 80 el empleo del CAD/CAM se generaliza en las empresas industriales. Había comenzado como un tema de investigación que fue floreciendo comercialmente con el avance de los ordenadores, pero se convirtió en una dura competencia entre diferentes firmas comerciales.

El siguiente paso fue utilizar un ordenador personal conectado al controlador CNC a través de un cable serie o USB. Por lo tanto en este caso el operador puede hacer funcionar la fresadora CNC mientras prepara el siguiente programa numérico. El programa se puede escribir en un archivo “Bloc de notas” y son simplemente una serie de coordenadas a seguir por la máquina.²

Alrededor del año 1970 con Duret, empieza a desarrollarse la tecnología CAD CAM para la fabricación de restauraciones dentales. Diez años después Mörmann, de la Universidad de Zurich (Suiza), desarrolla el primer sistema CEREC. Estos sistemas fueron introducidos en el campo de forma experimental y teórica y fue en la década de los ochenta cuando WH Mörmann y M. Brandestini Brains Inc, Zollikon (Suiza), aplicaron estos sistemas a la clínica desarrollando el sistema Cerec. A partir de entonces empiezan a desarrollarse gran cantidad de sistemas, como Cercon en 1998, Procera Zirconia en 2001, Lava en 2005 y Zirkozahn en 2006, cada vez más sofisticados, que buscan ofrecer al profesional la posibilidad de obtener restauraciones precisas, simplificando los pasos de laboratorio y pudiendo emplear materiales que no pueden ser manejados con los métodos convencionales (figura 2).^{4,5}



Figura 2 El profesor Werner Mörmann (izquierda) y el Dr. Marco Brandestini en 1985 con el prototipo CEREC 1. (Universidad de Zurich, Suiza).

1.2 Origen y evolución de los implantes dentales

➤ Prehistoria

La Prehistoria es el período de la vida de la humanidad anterior a todo documento escrito. Abarca los períodos paleolíticos y neolíticos, desde que los hombres permanecían en los bosques, se alimentaban de frutas y raíces, y se forma el lenguaje articulado.

La primera prótesis de la que se tiene constancia es una implantación necrósica, realizada durante el Neolítico (hace unos 9 000 años). Este hallazgo tuvo lugar en el poblado de Fahid Suarda, en Argelia. El cráneo encontrado era de una mujer joven y presentaba un fragmento de falange de un dedo introducido en el alvéolo del segundo premolar superior derecho.⁶

➤ Edad Antigua

Corresponde del año 4000 a.n.e., con la invención de la escritura, hasta el año 476 d.n.e., con la caída del Imperio Romano. La característica social de la época es la esclavitud.⁶

Los restos antropológicos más remotos de implantes dentales, colocados en personas, son de la cultura maya. El arqueólogo Popenoe, en 1931, descubrió en la Playa de los Muertos de Honduras una mandíbula, que data del año 400 d.n.e., con tres fragmentos de concha de Sagaamote introducidos en los alvéolos de los incisivos. Los estudios radiológicos determinaron la formación de hueso compacto alrededor de los implantes, haciendo suponer que dichos fragmentos se introdujeron en vida.^{6,8} Figura 3



Figura 3 Mandíbula encontrada por Popenoe (Puerto Paranoia, 2010).⁷

➤ Edad Media

Comprende el período del año 476 (Caída del Imperio Romano) al 1640, con la Revolución Inglesa. En el Siglo X, el andaluz islámico Abulcasis, nacido en 936 en Córdoba, escribe: "En alguna ocasión, cuando uno o dos dientes se han caído, pueden reponerse otra vez en los alvéolos y unirlos de la manera indicada (con hilos de oro) y así se mantienen en su lugar. Esta operación debe ser realizada con gran delicadeza por manos habilidosas." Describiendo así un reimplante dentario.^{6,9} Figura 4

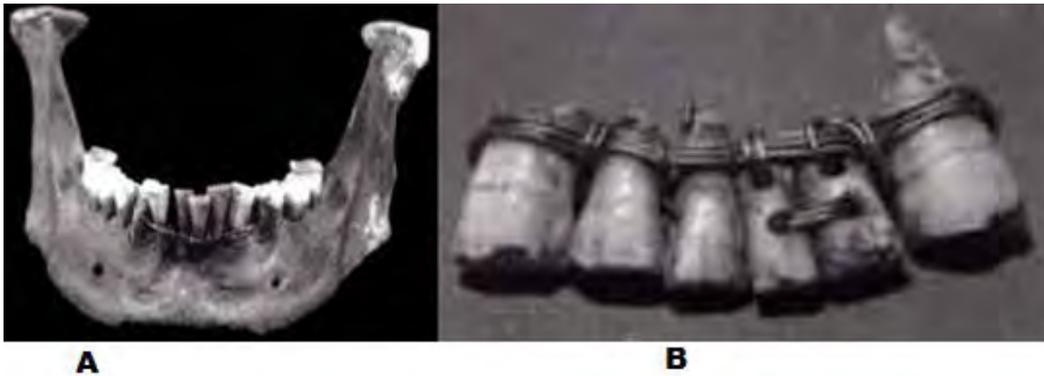


Figura 4 A) Prótesis fenicia de Gaillardot. B) Prótesis fenicia de Torrey (derecha).⁷

➤ Edad Moderna

Comprende desde 1640 con la Revolución Inglesa al 1871 con La Comuna de París. A finales de Siglo XIX y principios de XX, diferentes autores crearon raíces de diferentes materiales como iridio, plomo y cerámica, para introducirlas en alvéolos de extracciones recientes. A principios del Siglo XIX se llevó a cabo la colocación de los primeros implantes metálicos intraalveolares, destacando autores como Maggiolo, odontólogo, quien, en 1809, introdujo un implante de oro en el alvéolo de un diente recién extraído, el cual constaba de tres piezas.^{6,9} Figura 5



Figura 5 Primeros implantes metálicos intraalveolares.⁷

➤ Edad Contemporánea

Corresponde desde 1871, con La Comuna de París, al 1917, con la Revolución Rusa.

Los cirujanos introducían alambres, clavos y placas para resolver las fracturas. Harris, en 1887, implantó una raíz de platino revestida de plomo en un alvéolo creado artificialmente. Durante las primeras décadas del XX, se destacó, entre otros, R. Payne, quien presentó su técnica de implantación en el III Congreso Dental Internacional, celebrado en 1901, utilizando para ello una cápsula de plata colocada en el alvéolo de una raíz. Posteriormente, en 1909, Algrave demostró el fracaso de esta técnica con plata, dada la toxicidad de este metal en el hueso.⁵

En 1913 Greenfield presentó un trabajo de un implante con forma de jaula construido con platino irradiado. Este podría ser considerado como el científico que documentó en 1915 las bases de la Implantología moderna, haciendo referencia a las normas sanitarias de limpieza y esterilidad, e introduciendo conceptos tan innovadores y actuales como la importancia de la asociación entre el hueso y el implante antes de pasar a la siguiente etapa; describiendo así el concepto de implante sumergido, la curación del tejido bucal y la inmovilidad del implante. Aconsejando un período de curación de 3 meses, sin ningún tipo de sobrecarga. El problema seguía siendo encontrar el metal idóneo.^{5,9} Figura 6

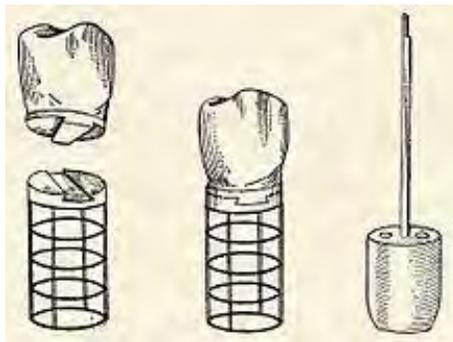


Figura 6 Implante con forma de jaula construido con platino irradiado creado por Greenfield en 1913.¹⁰

➤ Actualidad

A partir de 1917, con la Revolución Rusa, hasta el momento actual. Venable y Strock, en 1937, publicaron su estudio sobre el tratamiento de fracturas con prótesis e implantes elaborados con un nuevo material, el Vitallium (aleación de cobalto, cromo y molibdeno).

La Odontología se aprovechó de esta experiencia y así surgieron las dos escuelas clásicas. La Subperióstica del sueco Dahl y la Intraósea de Strock, aunque su verdadero precursor fue el italiano Formiggini.^{6,11} Figura 7



Figura 7 Strock implante de Vitallium.¹²

Algunos investigadores, a partir de 1937, llegaron a la conclusión de que los metales de diferente potencial eléctrico colocados en el cuerpo humano provocaban una carga eléctrica y demostraron que las aleaciones más toleradas por él eran el Vitallium, Tantalio y Titanio, cuya ausencia de toxicidad ha sido totalmente comprobada.

En la década de los 40' Schaefer define el término equivalente al de oseointegración. En la década de los 50, se comienza a trabajar en Italia la Implantología yuxtaósea. Protagonizada por Marzini, quien abría la mucosa, tomaba impresión del hueso, suturaba y luego, al mes, volvía a abrir y colocaba la infraestructura de Tantalio. En esta época Formiggini diseñó un implante intraóseo en espiral, inicialmente de Tantalio y luego de Vitalio.^{6,14} Figura 8

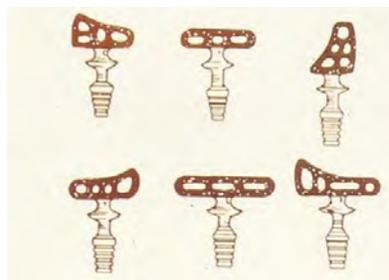


Figura 8 A) Implante intra-óseo de espiral diseñado por Formiggini. B) Modificación de Chercheve.¹²

En los años 60, en Suecia, el Dr. Brånemark y sus colaboradores descubrieron accidentalmente un mecanismo de adherencia de un metal al hueso. Brånemark estaba interesado en la microcirculación del hueso y los problemas de cicatrización de heridas. Se utilizó una cámara de observación de Titanio y se la colocó con una técnica poco traumática, se produjo un hecho significativo: en el momento de su remoción, se descubrió que el hueso se había adherido al metal con gran tenacidad, demostrando que el Titanio puede unirse firme e íntimamente al hueso humano y que aplicado en la boca puede ser pilar de soporte de diferentes tipos de prótesis. A este fenómeno, lo denomina Osteointegración. En 1967 Schanhaus hace implantes cerámicos, roscados; y Linkow desarrollo el Ventplant con tornillo autorroscable. ^{6,14} Figura 9

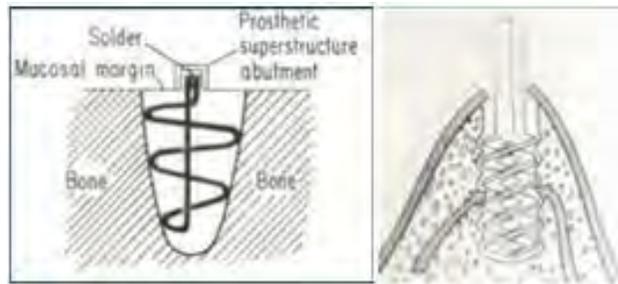


Figura 9 Implantes Ventplant creados por Linkow. ¹

Roberts and Roberts diseñaron implantes endoóseos en 1970 (figura 10). ¹⁵



Figura 10 Implante endoóseo creado por Roberts and Roberts.

Lo importante del trabajo de Branemark es que resaltó la necesidad de comprender los aspectos biológicos de los procesos de cicatrización natural del organismo al introducir un cuerpo extraño en el hueso. El sitio preparado para recibir el implante fue visto como una herida en la que tenía que reducirse al mínimo la lesión de los tejidos. ¹³

En 1965 fue el primer paciente tratado (Gosta Larsson) por el Dr. Branemark y dos años después realiza la rehabilitación total superior cargada. En 1978 Suecia acepta la colocación de implantes dentales con propósitos clínicos.

En 1982, en Toronto (Canadá), Branemark presenta al mundo odontológico la osteointegración y su implante de Titanio en forma de tornillo, avalado por un seguimiento clínico y una casuística irrefutable de más de 10 años. Así comienza la Era científica o Era de la Implantología moderna.^{6,13} Figura11

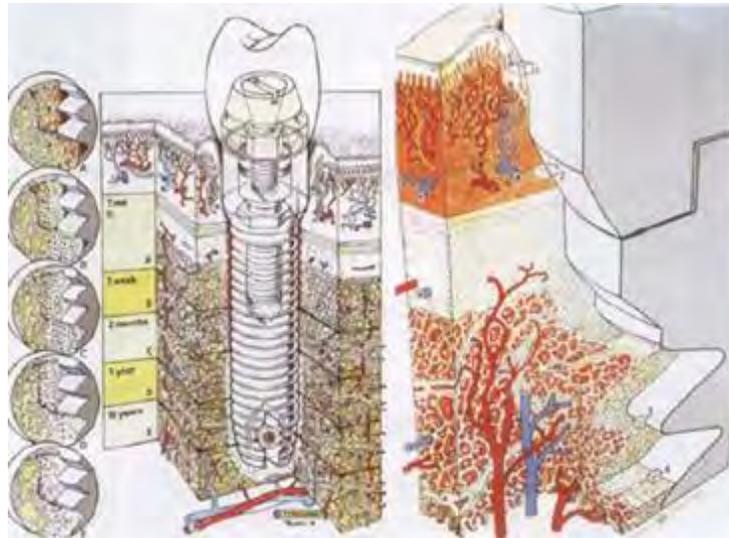


Figura 11 Osteointegración.¹⁷

CAPÍTULO 2 IMPLANTES DENTALES

La terapia con implantes ha demostrado ser un tratamiento efectivo en el reemplazo de estructuras dentarias. A pesar de aparentar ser un tratamiento sencillo, para obtener resultados óptimos, la restauración debe tener un balance armonioso entre la función, la estética y los principios biológicos para obtener resultados óptimos.

2.1 Definición

Un implante dental es un sustituto artificial de la raíz natural del diente. Una pequeña pieza de titanio, que cicatriza en el hueso y se osteointegra con la finalidad de reponer una o varias piezas dentarias ausentes.^{6,15,16} Figura 12

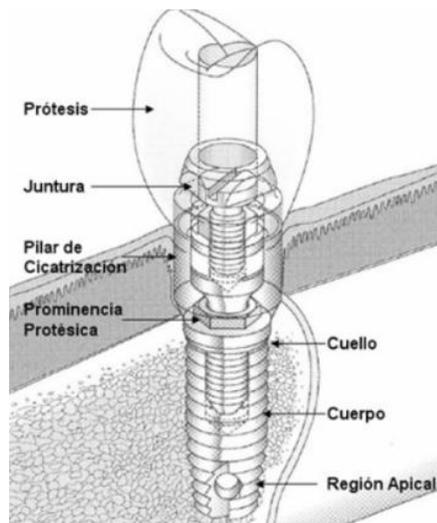


Figura 12 Características de un implante dental.¹⁶

Biocompatibilidad: Capacidad de algunos materiales para adaptarse y ser aceptados por el organismo, es la compatibilidad de cualquier material ajeno al cuerpo con un organismo viviente. Los materiales biocompatibles son aquellos cuya interacción entre el material y el tejido vital es tan mínima que ni el material ni el tejido son afectados en detrimento ni de uno ni de otro.^{13,16,17}

Osteointegración: Capacidad de los materiales de crear una afinidad biomecánica con el hueso, reacción bioquímica entre el hueso y el óxido de titanio que crea una unión firme, estable y duradera. Esta formación de hueso está sujeta a los fenómenos de migración, proliferación y diferenciación celular que suceden en la denominada interfase hueso-implante dental.^{13,16,17}

Bioactividad: Un material es bioactivo si permite la colonización de su superficie por parte de las células osteoprogenitoras.¹⁷

2.2 Características macro y microscópicas

Los implantes dentales están formados por:

- **Cuerpo.** Es la porción introducida en el hueso, puede ser de diferentes aspectos. A su vez está formado por:

Módulo de cresta: ubicado en la porción superior y queda visible cuando se retira la prótesis.

Cuerpo: parte intermedia, puede presentar diferentes diámetros y longitudes, dependiendo de la raíz que sustituya. Presenta diversas geometrías de rosca que le proporcionan mayor anclaje al hueso.

Ápice: Parte más profunda del implante, puede tener diversas formas. En algunos diseños contienen perforaciones para la formación de hueso en su interior (figura 13).^{16,18,19,20}



Figura 13 Partes del Cuerpo de un Implante dental.

- Tornillo de cobertura. Se coloca con el fin de detener el crecimiento de los tejidos. ¹⁸ Figura 14



Figura 14 Tornillo de cobertura y pilar de cicatrización ²⁰

- Pilar de cicatrización. Parte de la restauración en la que se fijara la corona y a su vez conecta con el interior del implante Prolonga el cuerpo del implante sobre los tejidos blandos, permitiendo el sellado del tejido gingival. ^{18,19}
- Conexión. Existen dos tipos, la conexión externa y la conexión interna. El factor distintivo que los separa, es la presencia o ausencia de una figura geométrica que se extiende sobre la superficie de la corona del implante (figura 15). ²⁰



Figura 15 Tipos de conexiones de los implantes dentales.

- Pilar. Porción del implante que sostiene la prótesis. Puede ser de tres tipos:

Pilar para atornillado: Tornillo o rosca para fijar la prótesis.

Pilar para cementado: Muñón al que se cementa la prótesis.

Pilar para retenedor: Anclaje que soportara una prótesis removible (figura 16).¹⁸

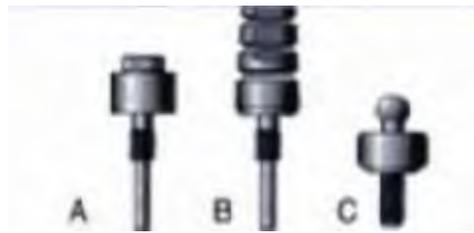


Figura 16 A) Pilar tornillo. B) Pilar para cementado. C) Pilar para retenedor.

- Análogo. Es el dispositivo que se emplea en la fabricación del modelo maestro para hacer una réplica de la porción retentiva del cuerpo del implante.²¹
- Transfer o pilar de impresión. Dispositivo que se usa para transferir al modelo maestro, el análogo del implante, en la misma posición que se encuentra en boca.²⁵ Figura 17



Figura 17 Análogo y transfer.²⁶

- Corona. Parte visible del implante que se elabora personalmente para cada caso. ^{18,19} Figura 18



Figura 18 Partes del Implante dental. ²⁷

2.2.1 Material

Los implantes dentales son fabricados de titanio comercialmente puro (Titanio 6AL4V) debido a su comprobada biocompatibilidad, este material es uno de los que mejor respuesta presenta a la inserción en el organismo vivo gracias a su resistencia a la corrosión y su estabilidad mecánica durante la etapa de cicatrización. ¹⁸

2.2.2 Forma

Para aumentar la estabilidad se han diseñado geometrías que presentan cierta conicidad en el 1/3 cervical o el cuello del implante para compactar el hueso y evitar el uso de fresados corticales que eliminan exceso de hueso. ^{13,22}

Los diseños con doble o triple espira hacen que aumente la distancia entre el paso de rosca que se ancla en el hueso, con lo cual se elimina menos hueso, se reduce el tiempo de inserción de la fijación, el calor generado, y aumenta el torque de inserción. La forma anatómica del implante así como el paso de rosca decreciente, con roscas no cortantes van a favorecer la estabilidad del implante. ^{15,22} Figura 19



Implante dental con tornillo cilíndrico Implante dental con tornillo rectilíneo Implante dental con tornillo cónico ²⁸
Figura 19 Forma de los implantes dentales. ²⁸

2.2.3 Superficie

Por la necesidad de establecer uniones directas, adherentes y fuertes con el tejido óseo, los implantes dentales son provistos de tratamientos superficiales y recubiertos con otros materiales que incrementan su desempeño al promover el crecimiento de hueso en su superficie aumentando su bioactividad. En este proceso se realiza la inmersión del material en un fluido que simula las condiciones corporales propiciando la formación de microcristales de hidroxiapatita. Entre los recubrimientos más comunes están los fosfatos de calcio, la hidroxiapatita, los recubrimientos con flúor, los recubrimientos con factores de crecimiento como BMPs y TGF- β , y más recientemente, los recubrimientos con integrinas para proporcionar mayor adhesión celular.^{16, 22}

2.2.4 Longitud y diámetro

La longitud y el diámetro óptimos necesarios para una implantación exitosa a largo plazo del implante están condicionadas por diferentes factores, como son el soporte del hueso residente, así como factores biológicos y mecánicos asociados. Las dimensiones varían en promedio entre los 6,0 - 16,0 mm de largo y 3.5 - 5.0 mm de diámetro.^{16,24}

El diámetro del implante es determinado por la anatomía de la raíz; en condiciones normales la cresta ósea se encuentra entre 1,5 y 2 mm apical a la unión cemento-esmalte (UCA) del diente. De acuerdo con esta medida Saadoun y colaboradores proponen la siguientes datos para la selección del diámetro del implante con relación al diente faltante (tabla 1).²⁴

Diente (mm)	Corona	UCA	2 mm de UCA	UCA	Implante recomendado
	M-D	M-D	M-D	B-L	Diámetro
Central	8,6	6,4	5,5	6,4	4,1, 4,3, 5,0
Lateral	6,5	4,7	4,3	4,7	3,25, 3,5
Canino	7,6	5,6	4,6	7,6	4,1, 4,3
Primer premolar	7,1	4,8	4,2	8,2	4,1, 4,3
Segundo premolar	6,6	4,7	4,1	8,1	4,1, 4,3
Primer molar	10,4	7,9	7,0	10,7	4,1, 4,3, 5,0, 6,0
Segundo molar	9,8	7,6	7,0	10,7	4,1, 4,3, 5,0, 6,0

Tabla 1 Dimensiones mesio-distales y buco-linguales de los dientes superiores.

2.3 Tipos de implantes

- **Implantes subperiósticos o yuxta-óseos:** Creado por Muller en 1937. Son en forma de silla de montar, sobre la cresta ósea; entre el periostio y el hueso alveolar. Se confeccionan en el laboratorio de prótesis, a partir de modelos del maxilar, en su mayor parte se realizan con aleaciones de cromo-cobalto- molibdeno, y algunas veces están recubiertos de carbono o de cerámica.

Los altos índices de fracaso desde los años 1960 crearon una pérdida de interés por su uso. Aunque estos implantes son indicados en casos de insuficiencia de hueso, en donde no se pueda solucionar el problema, ya sea por medio de implantes endo-óseos o con cirugía pre-protésica.^{13,25} Figura 20

- **Implantes endo-óseo** cilíndricos: Pueden ser de superficie no roscada, cubierta normalmente por una capa de hidroxiapatita por retención química, tienen perforaciones con el fin de que el hueso se desarrolle en su interior y se fije por retención mecánica, estos últimos no son muy usados, pues el proceso es muy lento. También pueden ser roscados, en cuyo caso presentan aspecto de tornillo, con una rosca en su superficie, con lo que se consigue aumentar el área de contacto del implante con el hueso.^{13,25} Figura 21



Figura 20 Implante subperióstico.²³



Figura 21 Implante endo-óseo.²³

2.4 Indicaciones y contraindicaciones

➤ Indicaciones

- Compromiso morfológico de las áreas de soporte que impiden la correcta retención de la prótesis.
- Mala coordinación de la musculatura oral.
- Poca tolerancia de los tejidos mucosos.
- Expectativas no realistas frente a la prótesis.
- Reflejo de mordida activo o hiperactivo, disparado por el uso de la prótesis.
- Imposibilidad psicológica para el uso de prótesis removible a pesar de que haya una adecuada retención y estabilidad.
- Perdida de un diente único con el fin de evitar desgastar dientes vecinos.²⁹Figura 22



Figura 22 Diferentes indicaciones de los implantes dentales.³⁰

➤ **Contraindicaciones** ¹³

Temporales:

- Infecciones transitorias.

Generales:

- Enfermedades sistémicas óseas y del Sistema Endocrino.
- Trastornos hemorrágicos no controlados.
- Capacidad insuficiente de cicatrización.
- Alergias e hipersensibilidad a los componentes químicos de los materiales utilizados.
- Falta de colaboración y motivación del paciente.
- Consumo de drogas o alcohol, psicosis.

Locales:

- Inadecuada cantidad de hueso
- Condiciones topográficas anatómicas desfavorables
- Problemas de oclusión y articulación
- Defectos maxilo-mandibulares
- Mala higiene oral
- Enfermedades periodontales sin tratar
- Tabaquismo

2.5 Causas del fracaso

Su fracaso puede estar determinado por diferentes causas como:

- Mala higiene en relación con el implante y los dientes vecinos.
- Las dimensiones, la cantidad y la calidad del hueso.
- Sobrecarga masticatoria en zona de los implantes.
- Tamaño del implante (los de mayor fracaso son los de 10 mm y 8 mm).
- Planeamiento incorrecto y colocación inadecuada del implante (figura 23).³¹



Figura 23 Incorrecta planificación y colocación del Implante.

Lo antes expuesto nos lleva a plantear la necesidad de que este tratamiento sea planeado y realizado por un equipo multidisciplinario, lo cual nos garantiza la obtención de mejores resultados estéticos, funcionales y biológicos.^{17, 31, 32}

CAPÍTULO 3 SISTEMA CAD-CAM

CAD-CAM es un sistema tecnológico que permite el diseño y la elaboración de prótesis dentales por ordenador. Mediante esta tecnología digital se diseñan y fabrican rehabilitaciones odontológicas de mayor precisión y calidad, reduciendo así el margen de error humano y logrando mayores porcentajes de éxito.

3.1 Definición

La denominación "software CAD" proviene del inglés "Computer Aided Design" (diseño asistido por ordenador) y el software CAM del inglés "Computer Aided Manufacturing "(manufactura asistida por ordenador) (figura 24).^{33, 34}



Figura 24 Sistema CAD-CAM.

Este proceso consta de 2 etapas: la fase CAD y la fase CAM. La primera etapa involucra el escaneado y el diseño. La segunda etapa, el proceso CAM, implica el fresado de bloques de Zirconia preparados industrialmente mediante una máquina fresadora.⁵

3.2 Fases del procesado

El potencial de los sistemas CAD-CAM para mejorar la precisión se basa en la omisión del encerado, el investido, el colado y en la disminución del tiempo de trabajo. Todos estos sistemas controlados por computador constan de tres fases: La digitalización, el diseño y el maquinado.³³

3.2.1 Digitalización

Es el método por el cual se realiza el registro tridimensional de la preparación dentaria a través de un escáner. Es la herramienta del sistema que se encarga de obtener una "impresión óptica" o una imagen tridimensional de las preparaciones, dientes adyacentes y registros oclusales, para ser procesados y transformados en datos digitales y obtener la estructura o restauración diseñada (figura 25).



Figura 25 Escaneado.

Actualmente dependiendo del sistema, existen dos tipos de escáner, el mecánico (en el laboratorio, mediante el escaneado del modelo de la impresión de la preparación) y el óptico o láser (en boca, mediante un escáner intraoral). Una vez obtenida la imagen tridimensional de la preparación dental se introduce en un programa especial para su diseño.^{5,33,34}

3.2.2 Diseño

Se traslada la información obtenida con el escáner al ordenador, y por medio de programas de diseño gráfico para el trazado dental específicos para cada sistema, se diseña la estructura protésica deseada (figura 26).^{33,34}

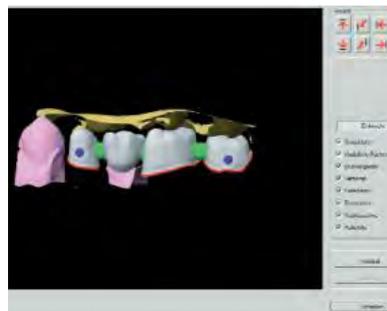


Figura 26 Diseño de la estructura protésica.

Aunque la preparación de las cofias es establecida automáticamente por el software, el diseño puede variarse. De acuerdo con la forma del muñón, el técnico de laboratorio puede utilizar un espaciador para mejorar la forma y lograr las características adecuadas.

Una vez detectada la línea de terminación cervical y la forma de los pilares, es posible determinar la anatomía dental, las dimensiones de los púnticos, los pilares y los conectores de la restauración en proceso.

El diseño es guiado por los parámetros que establece el sistema y que son imprescindibles para lograr la resistencia de la estructura. El grosor mínimo del esqueleto de Zirconia es de 0.6 mm y la superficie de los conectores es de 6 mm² para las piezas anteriores y 9 mm² para el sector posterior.

Es posible diseñar desde restauraciones parciales y carillas hasta coronas individuales, estructuras de varias unidades. El diseño de la restauración es almacenado en un archivo y puede ser enviado al centro de producción o al equipo de procesamiento para que frese la estructura.^{5,33}

3.2.3 Fresado

La máquina fresadora es la encargada de procesar los datos de la digitalización y de transformar la información del diseño en la estructura protésica. Esto se logra mediante el tallado de bloques cerámicos de diferentes materiales (figura 27).³³



Figura 27 Fresado de cerámicos bloques.

Los equipos de procesamiento se distinguen por el número de ejes de fresado, entre más ejes posibles mayor complejidad del maquinado. La calidad de las restauraciones no depende exclusivamente del número de ejes en los que la máquina pueda procesar el diseño. La calidad del maquinado depende de la digitalización, proceso de la información y producción.

Equipos de 3 ejes: estos tienen movimiento en las tres direcciones espaciales (X, Y y Z). Usan toda el área dental y pueden girar el patrón de maquinado 180° en el transcurso del proceso hacia adentro y afuera. Tiene como ventaja el menor desgaste del equipo.

Equipos de 4 ejes: adicional a los ejes X, Y y Z, estos equipos pueden girar el puente de tensión de manera infinita (eje A). Como resultado es posible un desplazamiento vertical mayor y se ahorra material y tiempo en el procesamiento.

Equipos de 5 ejes: adicionalmente a los tres ejes espaciales (X, Y, Z) y a la rotación del puente de tensión (A), en este el huso de maquinado también rota, generando otro eje de rotación (B). Permitiendo maquinar estructuras de puentes fijos con varios pónicos (figura 28).^{5,33,35}

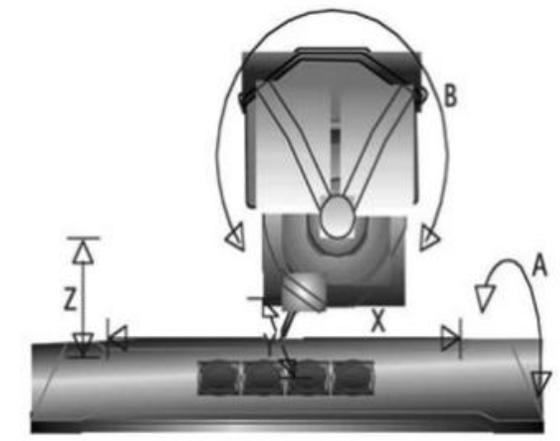


Ilustración 28 Ejes de maquinado.

3.2.4 Sinterización

La sinterización es el proceso en el que la cerámica es sometida a calor para que sus partículas alcancen el mayor grado de cohesión y obtengan una estructura química ordenada y con propiedades adecuadas para su uso como restauración dental (figura 29).^{5,33,34}



Figura 29 Sinterización.

Se realiza pulido manual y se establece el color de la subestructura. Este proceso de sinterizado se realiza en un horno especial de forma automatizada, el mismo incluye fases de calentamiento y enfriado con una duración de 11 hrs. aproximadamente, aunque puede variar según el sistema.⁵

Variables del fresado

Los bloques utilizados para fresado se encuentran disponibles en dos modalidades, pre-sinterizados que son bloques que se sometieron al calor, pero no el tiempo y la temperatura suficiente y bloques completamente sinterizados los cuales ya tienen las características deseadas.

➤ **Fresado con bloques presinterizados**

Se realizan sobre bloques especialmente de zirconia-ytria con bajo grado de sinterización o presinterizados. Su estado es poroso, haciendo que sean más fáciles de fresar. Sin embargo, después de esta etapa inicial, la estructura tiene que ser sinterizada en un horno para alcanzar una mayor dureza y densidad del material. Este proceso de sinterizado, es acompañado por una contracción de la estructura en un rango del 20-30%.

➤ **Fresado con bloques sinterizados**

Los bloques que son totalmente sinterizados, al ser fresados, logran la forma final real de la subestructura, pero la alta dureza que presentan tiene algunas desventajas como necesitar mayor tiempo de fresado y producir rápido desgaste de las herramientas que fresan.^{5,33,34}

3.2.5 Cerámica de recubrimiento

La última etapa consiste en el agregado de la cerámica de recubrimiento. La cerámica que se utiliza tiene un coeficiente de expansión térmica similar al de la Zirconia y consiste en un sistema de 16 tonos basados en la escala VITA clásica.⁵ Figura 30



Figura 30 Agregado de cerámica de recubrimiento.³³

CAPÍTULO 4 PRINCIPALES MATERIALES Y SISTEMAS

CAD-CAM UTILIZADOS

En la actualidad disponemos de muchos sistemas para la elaboración de prótesis dentales, y uno de los de mayor uso es el CAD-CAM. Esta técnica combina la resistencia de los nuevos materiales cerámicos con la estética que ofrece; actualmente existe gran variedad de materiales que permiten ser maquinados. Están disponibles para este sistema desde cerámicas vítreas para restauraciones con contornos completos, hasta cerámicas cristalinas para estructuras.

4.1 Materiales utilizados para el fresado

➤ Cerámicas vítreas

IPS Empress CAD: es una cerámica reforzada con leucita de partícula homogénea (SiO_2 , Al_2O_3 , K_2O), la cual permite la dispersión de la luz de una forma similar al esmalte, es fluorescente y translúcida, una vez maquinada puede caracterizarse con cerámica de maquillaje para posteriormente glasearse y mejorar la estética. Esta cerámica puede ser grabada con ácido fluorhídrico y así facilitar la adhesión a la estructura dental.

Comercialmente se presenta en bloques monocromáticos que se encuentran disponibles con dos niveles de translucidez: HT (alta translucidez) y LT (Baja translucidez). Los bloques HT presentan menor valor que los bloques LT y se indican especialmente para restauraciones parciales. Los bloques LT gracias a su alto valor de luminosidad, se pueden indicar para restauraciones completas de dientes anteriores. Están disponibles en varios colores y en cuatro tamaños. Estos bloques se encuentran disponibles en los colores A-D más populares de la guía VITA y en dos colores de máximo valor o Bleach (BL1 y BL2).^{33, 34} Figura 31



Figura 31 IPS Empress CAD.³⁶

VITABLOCS Mark II: son bloques compuestos de porcelana feldespática con un tamaño promedio de la partícula de 4 μm , constituida principalmente por Al_2O_3 (60-64%) y SiO_2 (20-23%)⁹ y otros óxidos como Na_2O - K_2O , que son sinterizados a 1.100 °C.

Esta cerámica permite el grabado con ácido fluorhídrico, lo que permite la adhesión a la estructura dentaria por medio de cementos resinosos disminuyendo así la filtración marginal. Son bloques monocromáticos, se encuentran disponibles en quince colores, seis tamaños y tres variantes de translucidez y saturación, con la posibilidad de ser caracterizados con cerámica; indicados especialmente para coronas parciales y completas individuales en anteriores. Figura 32



Figura 32 VITABLOCS Mark II.³⁶

Para mejorar las propiedades ópticas de los bloques monocromáticos, se diseñó el bloque Triluxe con tres capas de color. La parte interna tiene una base opaca y oscura, en la zona intermedia una capa neutra y en la parte más externa una capa translúcida simulando las diferentes zonas cromáticas de la estructura dental.^{33, 34}

➤ Cerámicas infiltradas

Las cerámicas infiltradas son estructuras porosas y calcáreas de diferentes compuestos cerámicos que son sinterizados a 1.120 °C durante 2 h, posteriormente se infiltran con vidrio a una temperatura de 1.100 °C por 4 h para aumentar su resistencia. Son utilizadas exclusivamente para la realización de estructuras cerámicas.^{33, 34}

Los bloques para maquinado se prefabrican industrialmente, el polvo de cerámica de óxido es comprimido a presión y presinterizado creando bloques porosos. A continuación se obtienen las estructuras mediante fresado a través de sistemas CAD-CAM aprovechando su débil estructura.

En un segundo paso, esta estructura de macropartículas de cerámica de óxido es infiltrado con un vidrio especial con contenido de lantano. De este modo se obtiene la estructura cerámica VITA In-Ceram definitiva, prácticamente exenta de poros (figura 33).



Figura 33 A) Aplicación de óxido. B) Aspecto de casquete sinterizado.

La gran densidad de la partícula, así como los puentes de sinterización entre las partículas de cerámica de óxido, conducen a la prevención de la formación y la expansión de fisuras y, por ende, a resistencia a la flexión y tenacidad de rotura muy elevadas. Los bloques se encuentran disponibles en tres materiales con propiedades ópticas y características mecánicas diferentes.^{33, 34}

IN-Ceram Spinell: compuesta por óxido de magnesio (28%) y óxido de aluminio (72%) ($MgAl_2O_4$) con partículas de tamaño promedio de 2,5 a 4,0 μm . Por sus características ópticas de translucidez y su resistencia flexural está especialmente indicada para estructuras de dientes anteriores y coronas parciales.^{33, 34}

IN-Ceram Alúmina: compuesta por óxido de aluminio (Al_2O_3) en el $74 \pm 3\%$ en volumen. Está indicada como estructura de coronas completas para anteriores, posteriores y estructuras de hasta tres unidades con un pónico en el sector anterior; disponible comercialmente para maquinado en dos tamaños para estructuras de diente único y uno para estructura de tres unidades.^{33, 34}

IN-Ceram Zirconia: compuesta del 67 al 70% por óxido de aluminio (Al_2O_3) y el 30-33% reforzada con óxido de zirconio (Ce-ZrO_2) tetragonal. Estructuralmente se compone de 56% de óxido de aluminio (Al_2O_3), 24% óxido de zirconio (ZrO_2) y 20-23% de vidrio de lantano.

Los bloques se encuentran disponibles en dos tamaños para estructura de diente único y dos tamaños para estructuras de hasta cuatro unidades con un máximo de dos pónicos en dientes anteriores y tres unidades para dientes posteriores con un pónico.^{33, 34} Figura 34



Figura 34 Presentación de los diferentes bloques In-Ceram.³⁸

➤ Alúmina altamente sinterizada

Procera Alúmina-All ceram: esta técnica fue desarrollada por Andersson y Odén en 1998. Está indicada exclusivamente para estructuras de carillas, restauraciones completas y puentes fijos de cuatro unidades para el sector anterior hasta premolares con un solo pónico, las cuales deben ser cubiertas con cerámica feldespática.

Durante la preparación dental se requiere reducir la superficie oclusal entre 1,5 y 2 mm como mínimo, las paredes axiales 1-1,3 mm y una terminación en chaflán con una profundidad mínima de 0,8 mm, que permita obtener una estructura con espesor mínimo de 0,4 mm para dientes anteriores y 0,6 mm para dientes posteriores; después esta estructura es recubierta con una cerámica de suficiente espesor para permitir niveles óptimos de resistencia.

La estructura se arena con óxido de aluminio de 50 μm previo a la cementación con cemento resinoso para generar mayor adaptación marginal y menor microfiltración.^{33, 34}

VITA In-Ceram AL: son bloques pre sinterizados a partir de óxido de aluminio policristalino puro (Al_2O_3 100%) para la tecnología CAD-CAM. Está indicado para estructuras de coronas y puentes fijos en zonas con alta exigencia estética.

Los bloques se encuentran disponibles en dos tamaños AL-20 para estructuras de coronas individuales y AL-40 para estructuras de varias piezas. Estas estructuras se pueden pigmentar antes de la cocción de sinterización con un líquido para lograr los cinco niveles de claridad de la guía VITA System 3D-Master.^{33, 34} Figura 35



Figura 35 VITA In-Ceram AL.³⁸

➤ Zirconia

Es un metal duro, resistente a la corrosión, similar al acero aunque se puede disolver con ácido fluorhídrico (HF). En estado puro no se encuentra en la naturaleza. Se puede obtener como subproducto de la minería y procesamiento de minerales de metales pesados de titanio, ilmenita (FeTiO_3), rutilo (TiO_2), y estaño.

En la tabla periódica de los elementos se encuentra junto al Titanio (Ti). Por lo que sus propiedades son muy similares. Es más liviano que el acero y reacciona fácilmente con el oxígeno formando dióxido de zirconio (ZrO_2) o Zirconia.^{37, 39}

Material inestable y polimórfico que puede estar organizado en tres diferentes patrones cristalográficos dependiendo de la temperatura: a temperatura ambiente y hasta $1.170\text{ }^\circ\text{C}$ la estructura es monoclinica (m), entre 1.170 y $2.370\text{ }^\circ\text{C}$ la estructura es tetragonal (t), y por encima de $2.370\text{ }^\circ\text{C}$ en fase cúbica (C) hasta fundirse (figura 36).³²

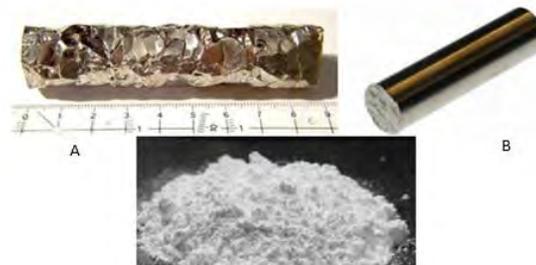


Figura 36 Procesado del zirconio. A) Crystal Bar Zr 99%. B) Barra de zirconio puro. C) Cerámica de zirconio ZrO_2 .

A medida que el material aumenta de volumen, las fuerzas internas de compresión se superponen en el punto crucial de la fractura, proporcionando resistencia y preservando en última instancia la integridad del material, lo cual es conocido como transformación de endurecimiento.

De la misma manera, el estrés provocado sobre la superficie puede ser suficiente para generar una falla estructural o lineal que altera el material y lo hace susceptible a la fractura.

La Zirconia en presencia de H_2O genera un proceso degenerativo que provoca la degradación de la superficie, el desprendimiento de partículas y microfisuras; por lo que es importante que no quede expuesto al medio oral y debe ser recubierto por otras cerámicas.^{32,33, 34}

La Zirconia parcialmente estabilizada con ytria (3Y-TZP) tiene excelentes propiedades mecánicas; estabilidad dimensional y química y resistencia mecánica; es la más utilizada para restauraciones dentales CAD-CAM. Sus propiedades permiten utilizarla como material para estructuras de restauraciones cerámicas principalmente en dientes posteriores debido a su opacidad.

La sinterización posterior al maquinado previene el estrés inducido por la transformación de fase tetragonal a monoclinica, aunque sea necesario un posterior ajuste que implique tocar la estructura; sin embargo la mayoría de casas fabricantes previenen o advierten que la estructura del zirconio no debe ser sometida a fuerzas de tensión.^{33,34}

Bloques zirconia presinterizados: están formados de polvo compuesto de partículas aglomeradas con un diámetro promedio de 60 μm y cada partícula está compuesta por pequeños cristales de 3Y-TZP con un diámetro promedio de 40 Nm. La densidad de cada bloque es determinada por el tiempo y temperatura de presinterizado.

Las estructuras pueden ser coloreadas sin afectar las propiedades mecánicas, ya que no se altera la fase cristalina del bloque; el color se logra adicionando óxidos metálicos durante la conformación del bloque o por inmersión en soluciones con varias sales metálicas como cerium, bismuto, hierro o una combinación de estas; el color dependerá de la concentración (0,01 mol%) y temperatura de sinterizado final.^{33,34}

Dentro de los bloques presinterizados, se pueden mencionar los siguientes:

YZ CUBES son bloques de óxido de zirconio presinterizados y estabilizados parcialmente con óxido de ytrio. La información necesaria para el control de contracción durante el sinterizado está indicada en un código de barras en cada uno de los YZ CUBES que el sistema de fresado puede leer mediante escáner y tenerla en cuenta durante el maquinado.

Se puede escoger entre dos métodos:

- ✓ Modelado de la estructura en cera sobre el modelo maestro, escaneado y digitalización subsiguientes del modelado de la estructura.
- ✓ Diseño CAD de la estructura conforme a la toma de impresión óptica o escaneado para la digitalización de la estructura y posterior maquinado.^{33, 34}

VITA In-Ceram YZ es una cerámica de óxido policristalina, consta exclusivamente de óxidos metálicos cristalinos y no presenta ninguna fase vítrea. Los bloques constan de un mínimo del 91% de óxido de zirconio, ZrO_2 , 5% de óxido de ytrio, Y_2O_3 , 3% de óxido de hafnio, HfO_2 , y pequeñas cantidades ($< 1\%$) de óxido de aluminio, Al_2O_3 , y de óxido de silicio, SiO_2 . Figura 37



Figura 37 YZ CUBES.³⁸

Compuesta químicamente por el 99% de $ZrO_2 + Y_2O_3 + HfO_2$, de esto contiene del 4,5 al 5,4% de ytria (Y_2O_3), menos del 5% HfO_2 y adicionalmente contiene alúmina menos del 0,5% de alúmina (Al_2O_3). Esta estructura es recubierta idealmente con cerámica Nobel Rondo Zirconia.

Se encuentran disponible en cuatro tonos: estándar (que es el tono original de producción), light (un tono claro para utilizarse con tonalidades luminosas) médium (un tono medio para utilizarse con las tonalidades más comunes como A2, A3, B2, C1, C2 D2) y un tono fuerte (para utilizarse con tonalidades cromáticas altas).

La casa comercial Nobel Biocare dispone de Procera Bridge Zirconia e Implant Bridge Zirconia para diseños de puente de arcada completa dentosoportados e implantosoportados hasta de 14 unidades maquinados con bloques de 30 de altura x 60 mm de diámetro de disco, que se recubre con cerámica de NobelRondo.^{33,34}

IPS e.max ZirCAD son bloques presintetizados de óxido de zirconio estabilizados con ytrio para la técnica CAD-CAM que presentan el 50% de porosidad. Los bloques se suministran en diferentes tamaños. Los bloques C15 y C15L se utilizan para la fabricación de coronas unitarias y el B40 y el B40L que se utilizan para estructuras de puentes de múltiples unidades.

Las estructuras IPS e.max ZirCAD altamente sinterizadas se pueden sobreinyectar con IPS e.max ZirPress (Cerámica sintética con cristales de fluorapatita) o se puede estratificar con IPS e.max Ceram. Figura 38



Figura 38 IPS e.max ZirCAD. ⁴⁰

Está indicado para estructuras de coronas anteriores y posteriores, estructuras de tres a cuatro unidades anteriores, piezas posteriores, estructuras de restauraciones parciales, y para supraestructuras sobre implantes (individuales y de varias unidades). Está contraindicado para preparaciones muy subgingivales y para pacientes con una dentición muy reducida por alto desgaste oclusal. ^{5,33,34}

Bloques zirconia altamente sinterizados: los bloques son sinterizados por debajo de 1.500 °C hasta alcanzar el 95% de densidad. Los bloques son maquinados por sistemas especiales que sufren mayor desgaste debido a la alta resistencia del material.

Después del maquinado la estructura sufre algún grado de transformación de fase, por lo que requiere otro proceso de sinterizado para eliminar la tensión residual y posible falla del material. ^{5,33}

➤ Metales

Cromo-Cobalto: es una aleación cada vez más utilizada por los diferentes sistemas CAD/CAM, gracias a sus adecuados resultados en prótesis fija convencional y su costo reducido. Es hipoalergénica, y su dureza, resistencia y módulo elástico de sus compuestos, hacen de ésta una de las aleaciones de mayor calidad para el sector dental.

Cada vez son más los sistemas CAD/CAM que están incorporando este material para su mecanizado en relación a rehabilitaciones implanto-soportadas, debido a que el tiempo de fresado es largo no está muy generalizado su uso.

Actualmente son varios los sistemas que brindan la posibilidad de utilizar dicho material para reconstrucciones protésicas fresadas o sinterizadas, principalmente sobre implantes, entre ellos se encuentran los sistemas Cercon, Etkon, Bego Medifactory, Procera entre otros.

Titanio: es uno de los materiales más comúnmente empleados en el campo de la implantoprótesis. Se emplea fundamentalmente en el sector posterior y para realizar restauraciones de varias unidades, debido a los hallazgos desfavorables hallados en cuanto a la fatiga a largo plazo del óxido de zirconio.

Es utilizado por diferentes sistemas CAD/CAM como son el sistema Procera, DCS, Cercon, Kavo Everest, entre otros, a partir de bloques macizos, que son fresados para realizar pilares, coronas, cofias, estructuras para puentes y so breestructuras para implantes (figura 39).³⁴



Figura 39 A. Pilares individualizados colados de Titanio, B. Bloques macizos de titanio para fresar con CAD-CAM.

➤ Resinas

La elevada demanda estética a nivel de tejidos duros y blandos en la rehabilitación implanto-soportada, ha generado la aparición de resinas para la confección de provisionales de larga duración.³⁴

4.2 Principales sistemas para el fresado

➤ CEREC

El método de “reconstrucción de cerámica” CEREC por sus iniciales en inglés (Ceramic Reconstruction). Se diseñó con el objetivo de realizar restauraciones indirectas en poco tiempo, confeccionadas y cementadas en la misma consulta odontológica y con el objetivo de eliminar la intermediación del laboratorio.

Inicialmente se utilizó cerámica feldespática, más adelante la multinacional Siemens (Munich, Alemania) incorpora al sistema de maquinado una fresa de diamante adicional y realiza mejoras en el programa de diseño, lo cual permitió maquinar coronas completas incluyendo la anatomía oclusal. A este Cerec se le denominó CEREC 2.

Más adelante con los avances tecnológicos e industriales cambiaron los discos de diamantes por fresas para el maquinado de las restauraciones y generaron el sistema CEREC 3 con avances adicionales en el software de diseño tridimensional de las restauraciones.^{33, 36, 37} Figura 40



Figura 40 A) 1985: la unidad prototipo CEREC 1. B) 1991: CEREC 1, modificado por Siemens. C) 1994: CEREC 2. D) 2000: CEREC 3.⁴¹

En 2006 se efectuaron mejoras adicionales al programa de diseño, se incorporaron herramientas e incluyeron algunos comandos en el programa

que optimizaron el resultado de las restauraciones. Se incorporaron fresas de diamante de menor calibre que permiten hoy día obtener restauraciones parciales, completas y estructuras con mayor detalle.

En 2008 fue introducido al mercado el CEREC Connect, lo cual permite que se transfieran electrónicamente impresiones digitales a cualquier laboratorio que haya incorporado la tecnología de CAD-CAM inLab de Sirona.

Es el único sistema que ofrece restauraciones diseñadas y elaboradas en el consultorio, toma la impresión óptica del diente preparado con una cámara digital, diseña la restauración con la visualización tridimensional de la preparación y las estructuras adyacentes, incluyendo los dientes antagonistas y registro interoclusal. En la misma cita permite maquinar algunos materiales cerámicos y cementar la restauración.^{33, 36, 37}

Se compone de un escáner o unidad de captación de imagen con resolución de 50 μm que permite obtener la imagen tridimensional de la preparación dental y estructuras adyacentes gracias al principio de triangulación activa.^{33,39}

El segundo componente es el programa o software que permite el diseño de las restauraciones o estructuras, y por último la máquina de fresado o fresadora que se encarga de reproducir el diseño realizado. Este equipo utiliza fresas de diamante de corte en brazos robóticos para modelar o esculpir una estructura o restauración en pocos minutos.^{33, 36} Figura 41



El sistema ha demostrado buenos resultados en estudios clínicos con tasas de supervivencia del 90,4% a 10 años y 88,7% después de 17 años con

restauraciones parciales. En una revisión de literatura con 24 estudios clínicos sobre el comportamiento de restauraciones CAD-CAM con el sistema CEREC se encontraron tasas de supervivencia del 97% a cinco años y del 90% a diez años para restauraciones parciales y coronas completas.^{42, 43}

➤ PROCERA

Desarrollado por el Dr. Motts Andersson en la Universidad de Umea, Suecia, en el año 1997 e introducido al mercado odontológico por la empresa Nobel-Pharma, actualmente Nobel-Biocare. El principio básico es la lectura de un troquel de yeso o matriz de un encerado mediante un escáner de contacto.

El escáner Procera utiliza un sensor o bola de rubí de diferentes diámetros para el barrido de la superficie del patrón y convierte la información obtenida en puntos tridimensionales logrando una reproducción del patrón de alta fidelidad, convirtiéndolo así en una imagen digital que es procesada en el Procera Software; en este sistema se diseña la estructura y se especifica el material deseado: alúmina altamente sinterizada o Zirconia. Figura 42

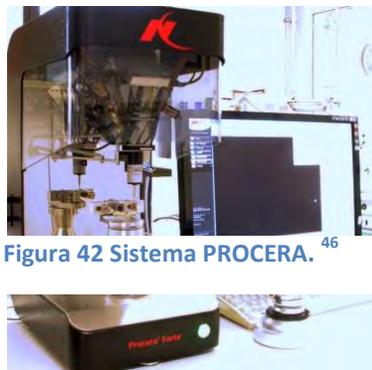


Figura 42 Sistema PROCERA.⁴⁶

Los datos
vía Internet a un

es elaborado y confeccionado un troquel sobredimensionado del patrón enviado, sobre este modelo se inyecta bajo presión isostática el material de la estructura y luego se máquina y se sinteriza.

digitalizados son enviados
centro de producción donde

La estructura es devuelta vía correo al laboratorio u odontólogo para ser terminada, finalmente la restauración es recubierta con cerámica de baja fusión.^{32, 33, 36, 44, 45}

Dentro de este sistema encontramos:

Procera Crown Alumina y Procera Bridge Alumina. Estas cerámicas presentan un núcleo de alúmina de alta pureza densamente sinterizado, con un contenido en óxido de aluminio de 99,9%, lo que le confiere una gran resistencia. Procera Bridge Alúmina permite la confección de coronas unitarias, carillas laminadas, prótesis parciales fijas de hasta tres elementos y pilares protésicos individualizados sobre implantes.^{44, 45}

Procera Crown Zirconia y Procera Bridge Zirconia. Este sistema consta de una estructura de óxido de zirconio densamente sinterizado (95% de óxido de zirconio estabilizado con un 5% de óxido de itrio). Procera Bridge Zirconio permite la fabricación de puentes anteriores y posteriores de hasta nueve unidades (25×60 mm), confección de coronas unitarias y pilares protésicos individualizados sobre implantes.^{44, 45}

Procera AllTitan. Titanio comercialmente puro tipo 2.

El sistema Procera también permite fabricar aditamentos para los implantes Nobel Biocare: Pilar Procera Abutment de zirconio y titanio. Además, hay disponibles pilares procera de titanio y zirconio para los sistemas de implantes Straumann Regular Neck de 4,8 mm, y Camlog de 3,3, 3,8, 4,3, 5,0, 6,0 mm. También hay disponibles pilares procera de titanio para el sistema de implantes Astra Tech 3,5ST, 4,0ST, 4,5ST, 5,0STmm. Además de pilares permite la confección de puentes sobre implantes, tanto de zirconio como de titanio: Procera Implant Bridge Titanium y Procera Implant Bridge Zirconia (figura 43).^{44, 45}



Figura 43 Procera Implant Bridge.

➤ LAVA

El centro de producción y fresado que utiliza LAVA incluye un escáner especial de proyección de luz, libre de contacto, una máquina de fresado, un horno de sinterización y su propio programa de diseño. Las preparaciones dentales y demás estructuras necesarias son completamente escaneadas con un sistema óptico sin contacto mediante un patrón de franjas de luces blancas. Figura 44



Figura 44 Sistema LAVA A) Scanner Lava™ Scan ST. B) Fresadora Lava™ CNC 500. C) Horno de Sinterización Lava™.⁵⁰

El sistema detecta automáticamente el margen de la preparación usando los puntos más bajos y distantes del muñón, por lo que se requiere realizar preparaciones tal como lo indica la casa comercial, una terminación en chaflán circunferencial con un ángulo horizontal de al menos 5°.

La preparación del ángulo vertical debe ser de al menos 4°. El ángulo interior de la preparación debe tener un contorno redondeado. Todos los bordes oclusales e incisales deben redondearse y se debe evitar cualquier socavado en la preparación. El borde marginal o cervical de la preparación debe ser continuo y claramente visible.

Todos los muñones, rebordes y todos los demás segmentos necesitan poder desmontarse del modelo y tener un lugar definido en la base. Para un análisis óptimo de la situación, la altura máxima del modelo en el área de escaneado, medido desde la base hasta el borde incisal, no debe exceder los 40 mm. El escaneado dura aproximadamente 5 min por cada muñón y 12 para una estructura de tres unidades.

Una vez diseñada la estructura, los conectores y el registro oclusal, la máquina de fresado maquina una estructura alargada en el 20-25% para compensar la contracción del material. El maquinado tiene duración promedio de 35 min por corona y de 75 min para una estructura de tres unidades.^{33, 37, 48, 49}

La estructura de Zirconia Lava es llevada al horno para ser altamente sinterizada en un proceso sistematizado, luego de 8 horas queda lista para ser recubierta con cerámica con un CET similar al de la Zirconia. Solo utiliza Zirconia parcialmente estabilizada con ytria como material para sus estructuras y está limitado solo para coronas individuales y estructuras hasta de 3 unidades.^{33, 37, 51, 52}

➤ EVEREST (Kavo, Alemania)

Se compone de una unidad de escaneo de alta precisión, que registra la geometría de un modelo tomado de las preparaciones dentales con una cámara CCD (chargecoupled device o dispositivo de cargas eléctricas interconectadas) de alta calidad con resolución de 1.392 x 1.040 píxeles con un proceso topométrico en 3D y una amplitud del campo de medición 60 x 80 mm. La casa comercial reporta una precisión del sistema extremadamente elevada (menor de 20 μ m de adaptación).^{33, 37, 52} Figura 45



Figura 45 Componentes del Sistema EVEREST KAVO.⁵³

Los datos del escaneado son llevados al programa “surface” de Kavo para detectar automáticamente el margen de la preparación y la superficie.

Una vez diseñada la estructura con las indicaciones precisas se pasan los datos a una máquina de fresado, que mediante cinco ejes de procesamiento simultáneo permite el fresado de hasta 28 unidades. Una vez maquinada la estructura se sinteriza en el Everest Therm totalmente automático lo que garantiza un sinterizado completo del material.

Este sistema está indicado para coronas parciales, coronas totales y estructuras de hasta 14 unidades en función de la geometría.^{33, 37}

➤ CERCON SMART CERAMICS (Denstply).

Anteriormente este sistema requería el encerado de la estructura protésica, ya que no diseñaba la cofia y por tanto, no se leía el muñón sino que se escaneaba directamente el encerado, por lo que no era un sistema CAD propiamente dicho.

Después se crea la unidad Cercon Brain, donde se mecanizaba una cofia a partir de un bloque de cerámica zirconiosa parcialmente sinterizado, que posteriormente era llevado hasta su temperatura de sinterización (1.350 °C) en la unidad Cercon Heat, experimentando una contracción, quedando así adaptado al modelo maestro. Figura 46



Figura 46 Cercon Brain.⁵⁴

La estructura de Zirconia posteriormente es recubierta con la cerámica Cercon Ceram S. Este sistema permite la fabricación de puentes de 6-7 unidades o puentes de hasta 47 mm de longitud anatómica.

Recientemente se introdujo un nuevo software (Cercon Art) que permite el diseño de la estructura protésica a partir de la lectura directa del troquel por lo que no requiere el encerado previo de la estructura.^{33, 37} Figura 47



Figura 47 Cercon Arts⁵⁵

➤ 3Shape Dental System™

Incluye el escáner 3D láser D700 de alto rendimiento, el intuitivo programa de modelación CAD DentalDesigner™ y la aplicación DentalManager™ para administrar e intercambiar los archivos de producción (figura 48).



Figura 48 3Shape Dental System™.

Puede escanear de forma automática impresiones, impresiones completas, preparaciones, implantes o modelados en cera, y admite muchas opciones de diseño, como cofias, coronas completas y prótesis. El sistema puede conectarse con un centro de producción externo o con un equipo de producción interno.

El escáner D700 escanea todos los colores, puesto que los parámetros del láser y de la cámara se ajustan automáticamente al material del objeto escaneado. Utiliza un sistema de movimiento de 2 cámaras y 3 ejes, lo que conlleva a una elevada precisión en la toma de la geometría del objeto.

Tiene un kit de herramientas de escultura (Sculpt Toolkit) que ofrece a los técnicos la posibilidad de mejorar el rendimiento estético y funcional de elementos como cofias, púnticos y conectores. Los algoritmos del sistema detectan automáticamente la línea de margen.

Además, el sistema es flexible, permitiendo al usuario modificar la línea preestablecida con herramientas de diseño integradas, como la función “edición la “E” en minúscula rápida” y el “lápiz rojo”, que simula el lápiz rojo efectivamente utilizado en los modelos en laboratorio.

Indicados para la construcción de estructuras para coronas, prótesis parciales y totales, postes, muñones, férulas, entre otros.⁵⁶

4.3 Producción CAD-CAM

El lugar donde se realiza la producción de las restauraciones determina el procedimiento y protocolo de su fabricación. En odontología existen tres modalidades:^{33,37,51}

➤ Consultorio

Todos los componentes del sistema se ubican en el consultorio y la producción de la restauración es posible en el mismo lugar de atención del paciente, sin la intervención del laboratorio.

El instrumento de digitalización es una cámara intraoral, que por medio de un registro digital reemplaza la impresión convencional. Con este tipo de procedimiento se obtiene ahorro de tiempo.^{33,37, 57} Figura 48



Figura 48 Producción CAD-CAM en el consultorio. ⁵⁸

➤ Laboratorio

Se requiere obtener una impresión convencional de la preparación dentaria que se envía al laboratorio para realizar un vaciado y obtener así un modelo maestro del cual el escáner obtiene la información tridimensional de la preparación dental y del registro oclusal. Figura 49



Figura 49 Producción CAD-CAM en el laboratorio. ⁵⁸

Los datos digitalizados se envían a la máquina fresadora para la producción de la restauración diseñada. Finalmente el ajuste de la estructura es evaluado y modificado de ser necesario sobre el modelo maestro. ^{33,37, 57}

➤ Centro de producción

Con esta modalidad es posible conectar un escáner con un centro de producción vía Internet. La digitalización de la estructura dental y diseño está a cargo del laboratorista o del odontólogo. Figura 50



Figura 50 Producción CAD-CAM en centro de producción. ⁵⁸

Los datos procesados en el laboratorio son enviados a través de la red al centro de producción para elaborar la restauración. Finalmente el centro de producción envía la restauración al laboratorio para ser terminada y este al odontólogo. ^{33, 37, 51}

CAPÍTULO 5 REHABILITACIÓN DE IMPLANTES DENTALES UTILIZANDO TECNOLOGÍA CAD-CAM

Los Sistemas CAD/CAM son la última tecnología para la producción de prótesis dentales, el desarrollo de técnicas controladas por ordenador, tiene el objetivo de mejorar la calidad de los materiales y al mismo tiempo disminuir los costos de producción, al simplificar el método y reducir el tiempo empleado.

5.1 Ventajas

➤ Asociadas con la técnica CAD/CAM :

- Acceso a nuevos materiales prefabricados y controlados industrialmente de primera calidad y alta tecnología, los cuales al ser homogéneos, no son alterados durante la preparación.
- El proceso automatizado permite un ahorro de tiempo.
- Mejora en la precisión y planificación, se evitan las variaciones dimensionales que pueden tener lugar durante la obtención de modelos, colocación de revestimientos, modelado en cera y proceso de colado.
- Permite técnicas mínimamente invasivas, pudiendo, en algunos casos dependiendo del sistema CAD-CAM que se utilice, evitar la toma de impresiones (impresiones ópticas).
- Aumento de eficiencia, permiten obtener restauraciones de alta precisión, calidad y tecnología, con una correcta oclusión que rara vez requieren correcciones en boca.^{34, 59}

➤ **En relación a la prótesis sobre implantes, los sistemas de CAD/CAM aportan:**

- **Precisión de ajuste:** al evitar varias etapas de fabricación como son la creación de la cofia, inversión, fundición y pulido de la misma, se contrarrestan los cambios dimensionales.
- **Durabilidad:** el uso de un proceso de fabricación con mínima intervención humana dará como resultado un mayor control de calidad y reducción de las deficiencias de fabricación.
- **Simplicidad en la construcción:** al estar totalmente automatizado el proceso después de la etapa de exploración, los cambios dimensionales son mínimos, por lo que un pilar rara vez requiere la intervención adicional en el consultorio dental.⁵⁹

5.2 Desventajas

- **Elevados costos iniciales.** Se necesita gran inversión para su adquisición, ya sea por parte del clínico o del laboratorio, lo cual eleva el costo del tratamiento.
- **La necesidad de un adecuado entrenamiento y aprendizaje** por parte del profesional y/o del técnico para manejar el sistema y estar familiarizado con los aspectos clínicos y de laboratorio: la impresión óptica o el escaneado de los modelos, según el sistema al que nos refiramos, la computadora, el software, el material, herramientas y maquinaria.
- **No registra lo que no ve,** por lo que las preparaciones deben ser nítidas.³⁴

5.3 Presentación de caso clínico

Ejemplo de caso clínico de rehabilitación protésica con uso del Sistema CAD-CAM sobre implantes dentales, realizado por el Dr. Hernán Giraldo Cifuentes, Rehabilitador Oral de la Fundación CIEO, Director de Postgrado Rehabilitación Oral Fundación CIEO-UniCIEO.

En agosto de 2012 acude a la consulta el paciente de 70 años de edad, género masculino. En sus antecedentes sistémicos reporta hipertensión arterial, controlada con Natrilix, Sintroid, Atorvastatina y 100 mg. de ASA al día, como antiagregante plaquetario.⁶⁰

Al examen clínico intraoral, en complemento con la Rx inicial, se encuentra arco superior parcialmente edéntulo, con presencia del segundo molar superior derecho, restaurado con corona completa y seis implantes de oseointegración (Biomet 3i), de 13x4mm, conexión externa, en zonas de 16-14-11-22-24-26, con sus tornillos de cicatrización. El arco inferior es parcialmente edéntulo, Clase I de Kennedy, con exodoncia indicada del O.D. 44 (figura 1).

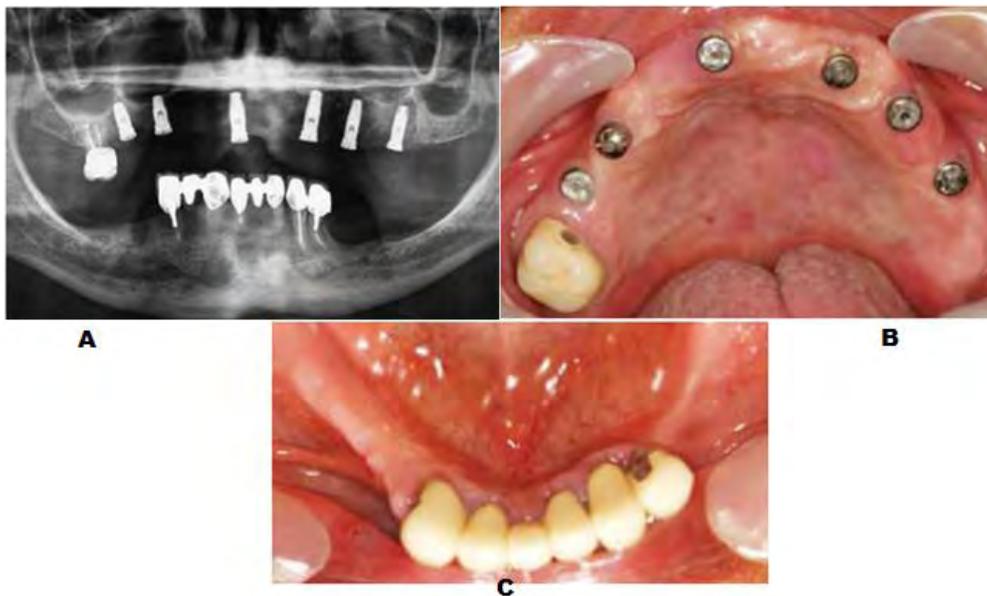


Figura 1 A) Radiografía Panorámica. B) Situación Clínica Inicial - Maxilar Superior. C) Situación Clínica Inicial - Maxilar Inferior.

Usa prótesis mucosoportadas superior e inferior. Al examen oclusal se encuentran arcos en normoclusión, pero con pérdida de la dimensión vertical (figura 2).



Figura 2 Dimensión vertical con ambas prótesis.

Se toma impresión superior con alginato y se obtiene modelo en yeso tipo III para elaborar un portaimpresión individual personalizado abierto (figura 3). Además se toma impresión inferior con alginato, con la prótesis removible colocada.



Figura 3 Cubeta Individual.

Se retiran los tornillos de cicatrización; se colocan en boca seis tornillos de transferencia para portaimpresión abierto y se toma la impresión con silicona por adición de consistencia pesada, marca Monopren - Transfer (Kettenbach) (figura 4).



Figura 4 A) Implantes de hexágono externo. B) Tornillos de transferencia para cubeta abierta in situ.

C) Tornillos de transferencia y cubeta. D) Material de Impresión.

Se hizo el vaciado inferior con yeso tipo III y el superior con yeso tipo IV, previamente posicionando los implantes análogos uno a uno, en cada tornillo de transferencia y elaborando con silicona por condensación Instagum (Sterngold), la mascarilla gingival o encía artificial (figura 5).



Figura 5 A) Colocación Mascarilla Gingival. B) Modelo Definitivo Superior.

Hecho el vaciado y con el fin de verificar la precisión del modelo maestro se utilizaron los tornillos de transferencia para fabricar un jig de verificación, con resina autopolimerizable de baja contracción, marca Pattern Resin (COE-GC). Se pretende determinar que con la misma exactitud se puede adaptar tanto en el modelo maestro, como en boca asegurando que las dos situaciones son iguales (figura 6).

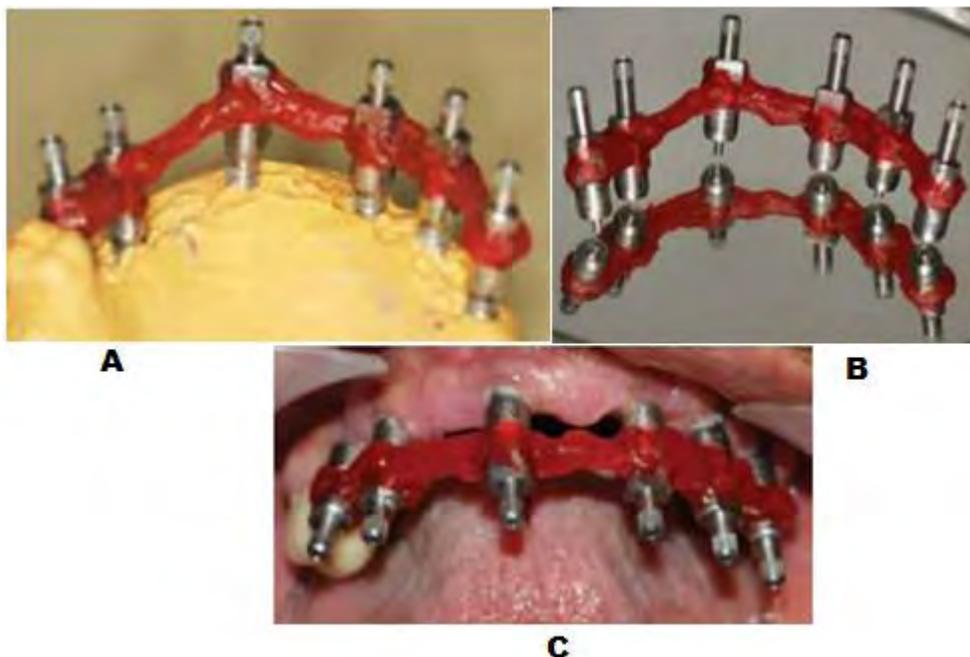


Figura 6 A) Jig de verificación Modelo. B) Jig de verificación. C) Jig de verificación en boca.

Se realizó el montaje en articulador semiajustable y se realizó el encerado: se agregó en el arco inferior altura a las caras oclusales de los dientes, buscando un plano ideal, para confrontarlo con el encerado superior y luego ser replicado con la nueva prótesis parcial removible inferior (figura 7).



Fifura 7 Encerados.

Se hizo prueba en boca del encerado superior, para revisar aspectos como: Línea media, contornos, soporte labial, así como el tamaño y proporción de los dientes (figura 8).



Fifura 8 Prueba de Encerado.

Proceso CAD-CAM

Una vez enviado el modelo y el encerado al laboratorio de la Fundación CIEO-UniCIEO, se procede a su captación mediante el scanner 3Shape D700, con la colocación de los cuerpos de escaneo de la casa PHIBO, correspondientes a los implantes Biomet - 3i (figura 9).



Figura 9 Cuerpos de Escaneo.

Mediante el software Dental System 2013 de la casa comercial 3Shape se realiza el diseño de la estructura teniendo en cuenta el encerado como guía (figura 10).



Figura 10 Diseño 3Shape.

Una vez realizado el diseño se envía al Centro de Producción Phibo en Barcelona, España, para realizar el maquinado por medio de Sinterización por Láser en aleación de Cobalto-Cromo. El sinterizado láser selectivo produce desde el punto de vista tridimensional una prótesis completa capa por capa, fusionando selectivamente polvo de partículas de metal en conjunto usando un láser controlado por computador. En comparación con la técnica de colado tradicional, el proceso de sinterizado por Láser selectivo puede producir estructuras complejas, evitar errores cometidos manualmente, prevenir defectos en el colado y reducir el grado de impurezas. Obtenida la estructura en Co-Cr, se hizo prueba en el modelo maestro, seguida de la prueba en boca (figura 11).



Figura 11 A) Estructura en Co-Cr sinterizada por Láser. B) Estructura en el modelo maestro. C) Prueba clínica de la estructura.

Se obtuvo una matriz en silicona a partir del encerado previo y con ella se determinaron los espacios para la cerámica. Para ello se talló la estructura con pimpollos de tungsteno de corte cruzado, grado medio (figura 12).



Figura 12 Matriz de silicona.

Se seleccionó como cerámica de estratificación el sistema InLine (Ivoclar-Vivadent), tanto para la dentina y el esmalte, así como para la reconstrucción de la encía en cerámica (figura 13).



Figura 13 Colocación de la cerámica InLine (Ivoclar).



Figura 14 Estructura con cerámica.

Una vez completada la estructura y verificados los aspectos funcionales, tanto oclusales como estéticos e higiénicos, así como su relativa pasividad, se fija en boca con seis tornillos pasantes de titanio (3i), con adaptador para llave hexagonal de 1,25 mm, con torque manual. Se sellaron las chimeneas de manera temporal, con silicona ligera Instagum (Ketenbach), inyectada en cada una de las chimeneas (figura 15).



Fifura 15 Prueba clínica.

Se fabrica la prótesis parcial removible inferior, reproduciendo los planos del encerado previo, con conector mayor de barra lingual y retenedores RPI en caninos; por consideraciones estéticas se arenan los retenedores en i, vestibulares, para eliminar su brillo (figura 16).



Fifura 16 A) Prótesis parcial removible inferior. B) Prótesis superior e inferior terminadas.

Una semana después se torquean uno a uno los tornillos pasantes, a 20 N/cm, y se sellan las chimeneas con cinta de teflón y resina de fotocurado (figura 17).



Figura 17 A) Caso terminado. B) Caso finalizado.

CONCLUSIONES

Las restauraciones con implantes dentales nos ofrecen ventajas en las rehabilitaciones protésicas, mejorando la capacidad masticatoria y estética, brindándole al paciente otra opción de tratamiento.

Los sistemas CAD/CAM aportan grandes ventajas frente a las prótesis fijas metal cerámicas convencionales, nos abren las puertas a la hora de plantear diferentes posibilidades restauradoras a nuestros pacientes, con nuevos materiales como es el óxido de zirconio.

La tasa de éxito de las prótesis fijas con este material es muy elevada. La estética que alcanzan, evitando la translucidez grisácea de los metales y la biocompatibilidad que presentan por ser biocerámicas, son sus mayores virtudes, además del ajuste marginal que logran.

También presentan desventajas, como es el alto costo del equipo, así como es necesaria la capacitación del personal que maneja este tipo de equipo

Es indispensable seguir las indicaciones para el uso del sistema y las preparaciones dentarias que recomiendan las diferentes casas comerciales, para obtener una mejor adaptación marginal, mayor resistencia de las restauraciones fabricadas y mayor longevidad de las mismas.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Planes Nieto T. Universidad Politécnica de Cartagena. [Online]. Cartagena; 2012 [cited 2016 Septiembre 5. Available from: HYPERLINK "<http://hdl.handle.net/10317/2927>" <http://hdl.handle.net/10317/2927> .
2. I S. Interactive graphs by computer. Massachusetts Institute of Technology. 1962.
3. Historia y evolución del CAD/CAM. [Online].; 2012. Available from: HYPERLINK "http://www.castor.es/historia_CAD_CAM.html" http://www.castor.es/historia_CAD_CAM.html .
4. Yáñez CZ. ESTUDIO COMPARATIVO "IN VIVO" DE UN SISTEMA DE IMPRESION CONVENCIONAL CON ELASTOMEROS VS. UN SISTEMA DE IMPRESION DIGITAL. 2012 Abril..
5. Vilarrubí APP&RA. Prótesis fija convencional libre de metal: tecnología CAD CAM- Zirconia, descripción de un caso clínico. Odontoestomatología. [Online].; 2011 [cited 2016 Septiembre 08. Available from: HYPERLINK "http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1688-93392011000200003&lng=es&tlng=es" http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1688-93392011000200003&lng=es&tlng=es .
6. Dra. C.E. Leticia María Lemus Cruz DZAUACLC. Origen y evolucion de los implantes dentales. Revista Habanera de Ciencias Médicas. oct-nov- 2009;; p. v.8 n.4.
7. TEAM BE. [Online]. Available from: HYPERLINK "<http://bioingenieriaudep.blogspot.mx/2016/04/breve-historia-y-evolucion-de-los.html>" <http://bioingenieriaudep.blogspot.mx/2016/04/breve-historia-y-evolucion-de-los.html> .
8. MW B. Transmisión de fuerzas en implantes odontológicos. Journal Oral Implant. 2002;; p. 264-274.
9. Cols DRJy. Planificación en implanto-prótesis. Revista internacional de Prótesis Estomatológica. 2003.
10. implant D. [Online]. Available from: HYPERLINK "https://en.wikipedia.org/wiki/Dental_implant"

https://en.wikipedia.org/wiki/Dental_implant .

11. Diago MP. Implantología Oral. 2006.
12. ACADEMY ID. [Online]. Available from: HYPERLINK "http://www.slideshare.net/indiadentalacademy/8implantology-biologic-and-clinical-aspects" <http://www.slideshare.net/indiadentalacademy/8implantology-biologic-and-clinical-aspects> .
13. Iglesias MA MJ. Obtención de ajuste clínico pasivo en prótesis sobre implante. Rev. Internacional de prótesis estomatológicas. 2003;; p. 290-297.
14. Andrés Ortega FCHA. Implante dental endo-oseo. REVISTA ODONFOLÓGICA DOMINICANA. 1993;; p. 30.
15. M. CL. CARGA INMEDIATA EN IMPLANTES DENTALES. In F. TH, editor. Acta Odontológica Venezolana ; 2009. p. 1-6.
16. A. JCV, P. NSL, Garzón-Alvarado DA. Generalidades de la interfase hueso-implante dental. Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas. 2009; 28(3): p. 130-146.
17. Loyola M. [Online]. Available from: HYPERLINK "http://es.slideshare.net/MarcoLoyola/oseointegracin" <http://es.slideshare.net/MarcoLoyola/oseointegracin> .
18. Sepulveda E. Salud y medicina. [Online].; 2011 [cited 2016 Septiembre. Available from: HYPERLINK "http://es.slideshare.net/evepam23/implantes-osteosintegrados" <http://es.slideshare.net/evepam23/implantes-osteosintegrados> .
19. Flores ME. Salud y medicina. [Online].; 2015 [cited 2016 Septiembre. Available from: HYPERLINK "http://es.slideshare.net/monicaechavarriaflorez/tipos-de-implante" <http://es.slideshare.net/monicaechavarriaflorez/tipos-de-implante> .
20. Dental R. BLOG DENTAL. [Online].; 2014 [cited 2016. Available from: HYPERLINK "http://reinerdental.com/es/blog/42" <http://reinerdental.com/es/blog/42> .
21. Moure AR. [Online].; 2009 [cited 2016 Septiembre. Available from: HYPERLINK "http://www.esorib.com/trabajos_mes/componentes.pdf" http://www.esorib.com/trabajos_mes/componentes.pdf .
22. Martínez-González JM CSJCTJMMGSF. Diseño de los implantes dentales:Estado actual.

Av Periodo n Implantol. 2002; 14(3): p. 129-136.

23. [Online].;2013 [cited 2016 Septiembre. Available from: HYPERLINK"
<http://odontologiajb.blogspot.mx/2013/04/tipos-de-implantes.html>"
<http://odontologiajb.blogspot.mx/2013/04/tipos-de-implantes.html>
24. GERARDO BECERRA SANTOS ÓMRM. CONSIDERACIONES EN EL MANEJO DE LOS
IMPLANTES. Revista Facultad Odontología Universidad Antioq. 2009; 20(2): p. 191-
204.
25. final T. [Online].; 2013 [cited 2016. Available from: HYPERLINK
"http://es.slideshare.net/karo1102/diapositivas-de-implantologia-dental-19890706"
<http://es.slideshare.net/karo1102/diapositivas-de-implantologia-dental-19890706> .
26. Seven. [Online]. Available from: HYPERLINK
"http://misiberica.es/productos/soluciones-proteticas/plataforma-ancha-protesis/"
<http://misiberica.es/productos/soluciones-proteticas/plataforma-ancha-protesis/> .
27. [Online]. Available from: HYPERLINK "http://www.implantesdentales10.com/"
<http://www.implantesdentales10.com/> .
28. Dental CdC. [Online]. Available from: HYPERLINK "www.ccdcanarias.com"
www.ccdcanarias.com .
29. Raspall G. Cirugía oral e implantología. Gandhi ed. Buenos Aires, Madrid: Ed. Médica
Panamericana ; 2006.
30. Clinics GD. [Online].; 2016. Available from: HYPERLINK
"http://www.grupodentalclinics.es/implantes-dentales/ejemplos-de-algunas-
indicaciones/" [http://www.grupodentalclinics.es/implantes-dentales/ejemplos-de-
algunas-indicaciones/](http://www.grupodentalclinics.es/implantes-dentales/ejemplos-de-algunas-indicaciones/) .
31. Dr. Oviedo Pérez Pérez DEVODO. Resultados del tratamiento con implantes dentales.
Revista Cubana de Estomatología. 2013; 50(4): p. 351-363.
32. Arrua A. Consideraciones mecánicas y biológicas para el éxito de los implantes
dentales según la literatura científica. Paraguay Oral Research. 2016 Junio; 5(1): p.
115-124.
33. CARLOS CAPARROSO PÉREZ1 JADV. CERÁMICAS Y SISTEMAS PARA RESTAURACIONES.
[Online].; 2010. Available from: HYPERLINK

"<http://www.scielo.org.co/pdf/rfoua/v22n1/v22n1a11.pdf>"
<http://www.scielo.org.co/pdf/rfoua/v22n1/v22n1a11.pdf> .

34. Marta Romero Rubio JVPJAMVdPJdRHJLQMARGEPP. Tecnología CAD/CAM en implantoprótesis puesta al día y perspectivas de futuro. Gaceta dental: Industria y profesiones. 2010;: p. 124-143.
35. Tecnología CAD/CAM en implantoprótesis. Puesta al día y perspectivas de futuro. [Online].; 2011 [cited 2016 septiembre 08. Available from: HYPERLINK "<http://www.gacetadental.com/2011/09/tecnologa-cadcam-en-implantoprtesis-puesta-al-da-y-perspectivas-de-futuro-25589/>"
<http://www.gacetadental.com/2011/09/tecnologa-cadcam-en-implantoprtesis-puesta-al-da-y-perspectivas-de-futuro-25589/> .
36. Ivoclar Vivadent Inc. [Online]. Available from: HYPERLINK "<http://www.dentalcompare.com/4871-CAD-CAM-Blocks/41214-IPS-Empress-CAD/>"
<http://www.dentalcompare.com/4871-CAD-CAM-Blocks/41214-IPS-Empress-CAD/> .
37. Reiss B. Sistemas CAD/CAM en odontología. Quintessence. Publicación Internacional de Odontología. 2004;: p. 467-471.
38. El Dr. Stephen Tsotsos DRG. Cerec inLab. [Online].; 2005. Available from: HYPERLINK "<http://www.zubtech.ru/article200502a6.php>"
<http://www.zubtech.ru/article200502a6.php> .
39. SARMIENTO DMR. FACULTAD DE ODONTOLOGÍA DE BOGOTA. [Online]. Bogota; 2014. Available from: HYPERLINK "<http://www.bdigital.unal.edu.co/46958/1/79794661.2014.pdf>"
<http://www.bdigital.unal.edu.co/46958/1/79794661.2014.pdf> .
40. Bros O. clinicaoliva. [Online].; 2011. Available from: HYPERLINK "<http://www.clinicaoliva.com/index.php/metal-vs-ceramica/zirconio-metal-o-ceramica/>" <http://www.clinicaoliva.com/index.php/metal-vs-ceramica/zirconio-metal-o-ceramica/> .
41. Muianga MIdS. Health & Medicine. [Online].; 2009 [cited 2016. Available from: HYPERLINK "<http://www.slideshare.net/mickmuianga/cerec-cadcam-in-dentistry>"
<http://www.slideshare.net/mickmuianga/cerec-cadcam-in-dentistry> .
42. Sjögren G MMvDJ. A 10-year prospective evaluation of CAD-CAM-manufactured

- (Cerec) ceramic. Int J Prosthodont. 2004;: p. 241-246.
43. Otto T SD. Long Term clinical results of chairside. J Prosthodont. 2008;: p. 53-59.
44. Andersson M RMOAHEL. Procera: a new way to achieve an All-ceramic crown. Quintessence. 1998; 29: p. 285-296.
45. Dinato JC, BR, & UE. Sistema Procera. Odontologia estética—O estado da arte. Ed. Artes médicas. 2004.
46. Dentali L. [Online]. Available from: HYPERLINK "www.protesicadentale.com" www.protesicadentale.com .
47. Journal BD. Implants: New implant bridge in zirconia. [Online].; 2006. Available from: HYPERLINK "http://www.nature.com/bdj/journal/v201/n9/full/4814253a.html" <http://www.nature.com/bdj/journal/v201/n9/full/4814253a.html> .
48. Piwowarczyk A OPLHKT. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-ceramic System. J Prosthodont. 2005; 14(1): p. 39-45.
49. Raigrodski AJ CGPNHJ. The efficacy of posterior threeunit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental. J Prosthet Dent. 2006; 96(4): p. 237-244.
50. Vivadent I. [Online]. Available from: HYPERLINK "http://www.dpprotese.com.br/protese1.html" <http://www.dpprotese.com.br/protese1.html> .
51. Strumb JR REWS. Computer-aided desing and fabrication of dental restorations. Current system and future possibilities. J Am Dent Assoc. 2006; 137(9): p. 1289-1296.
52. Romeo M MJVJ. Introducción a los sistemas CAD/CAM de uso en clínica y laboratorio. Revista Internacional de Prótesis Estomatologica. 2005; 7(5): p. 524-534.
53. [Online].; 2013 [cited 2016 Sept. Available from: "http://pskdent.ru/shop/product/kavo-arctica-r-cad/cam-sistema" <http://pskdent.ru/shop/product/kavo-arctica-r-cad/cam-sistema>
54. Cercon® [Online].; 2015 [cited 2016 Sept. Available from: "http://www.baohanhrangcercon.com/cong-nghe/cercon-brain-expert-id83.html" <http://www.baohanhrangcercon.com/cong-nghe/cercon-brain-expert-id83.html>

55. [Online].;2015[cited 2016 Sept. Available from:
"http://stomatolog.com.ua/?page_id=733"
http://stomatolog.com.ua/?page_id=733
56. 3D S. 3shape. [Online].; 2013 [cited 2016 Oct. Available from: HYPERLINK
"http://support.3shape.com/media/109132/March2012-
Dental_Brochure_ES_Ultra%20Lowres.pdf"
[http://support.3shape.com/media/109132/March2012-
Dental_Brochure_ES_Ultra%20Lowres.pdf](http://support.3shape.com/media/109132/March2012-Dental_Brochure_ES_Ultra%20Lowres.pdf) .
57. Mayordomo Sánchez C. Utilización de Restauraciones Provisionales Fabricadas con Sistemas CAD/CAM. [Online]. Madrid; 2013. Available from: HYPERLINK
"http://www.slideshare.net/doctorjaimedelrio/provisionales-y-cad-cam"
<http://www.slideshare.net/doctorjaimedelrio/provisionales-y-cad-cam> .
58. Dent M. [Online]. Available from: HYPERLINK "www.laboratorioprotesisdental.org"
www.laboratorioprotesisdental.org .
59. Antonio Armijo Salto RRLyJMAL. Dental Tribune. [Online].; 2013 [cited 2016 Sept.
Available from: HYPERLINK "http://www.dental-
tribune.com/articles/specialities/overview/15471_planificacion_y_colocacion_de_imp
lantes_con_cadcam.html" [http://www.dental-
tribune.com/articles/specialities/overview/15471_planificacion_y_colocacion_de_imp
lantes_con_cadcam.html](http://www.dental-tribune.com/articles/specialities/overview/15471_planificacion_y_colocacion_de_imp
lantes_con_cadcam.html) .
60. Cifuentes D. Fundación CIEO. [Online].; 2014 [cited 2016 Oct. Available from:
HYPERLINK
"http://www.unicieo.edu.co/revistaodontos/Odontos42/Protesis_Hi%C2%8Dbrida_Fija.pdf"
[http://www.unicieo.edu.co/revistaodontos/Odontos42/Protesis_Hi%C2%8Dbrida_Fija
.pdf](http://www.unicieo.edu.co/revistaodontos/Odontos42/Protesis_Hi%C2%8Dbrida_Fija.pdf) .