



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO**

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**“APLICACIÓN DEL ÓXIDO DE ZIRCONIA EN  
IMPLANTOLOGÍA”**

**T E S I N A**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE**

**CIRUJANA DENTISTA**

**P R E S E N T A :**

**MARCELA ALICIA OCHOA TORRES**

**TUTOR: C. D. JORGE PIMENTEL HERNÁNDEZ**

**MÉXICO, D. F.**

**2007**



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.

Agradezco a mi mamá quien me inculcó la ética y el rigor que guían mi transitar por la vida, las enseñanzas que me ha dado a lo largo de mi vida y más aún a lo largo de mi carrera profesional y que es la persona que mas amo.

A mi papá que me ha heredado el tesoro mas valioso que puede darse a un hijo, que nunca le podré pagar todo lo que ha hecho por mi.

A mis hermanos Mariana y David y mis sobrinos gracias por confiar en mí y por el apoyo y el amor que me han dado y son todo para mí, y a mis cuñados por ser las personas que son conmigo.

A mis tíos que siempre han estado conmigo en mis proyectos, y en especial a mis primos Claudia y José, que son muy especiales en mi vida.

A mis amigos que no tengo palabras para decirles lo que significan en mi vida, Karla gracias por tantos momentos tan especiales, a Melisa, Oscar, Jonathan, Luís, Ricardo, Marlene, Leonardo gracias a ellos que fueron mis mejores amigos en todo momento y gracias en especial a Samantha, Arturo, Roberto, la familia De la Palma y Ernesto que me apoyaron en todo momento y por ser personas tan importantes significativas y especiales en mi vida.

Agradezco a mis sinodales por la paciencia y el tiempo dedicado y sus observaciones para mejorar mi trabajo.

Y en especial a la UNAM por ser uno más de sus miembros.

# ÍNDICE

<b>INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>5</b>
<b>PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....</b>	<b>9</b>
<b>JUSTIFICACIÓN .....</b>	<b>9</b>
<b>OBJETIVO GENERAL.....</b>	<b>9</b>
<b>CAPÍTULO 1.</b>	
<b>ÓXIDO DE ZIRCONIA.....</b>	<b>10</b>
1.1 Definición del óxido de zirconia.....	11
1.2 Obtención del óxido de zirconia.....	12
1.3 Estructura del óxido de zirconia.....	14
<b>CAPÍTULO 2.</b>	
<b>IMPLANTES.....</b>	<b>16</b>
2.1 Osteointegración.....	18
2.2 Concepto de implantología.....	19
2.3 Requisitos de los implantes dentales.....	20

### **CAPÍTULO 3.**

<b>SISTEMAS DEL ÓXIDO DE ZIRCONIA.....</b>	<b>26</b>
3.1 Sistema Cad Cam .....	27
3.2 Sistema Procera.....	30
3.3 Sistema Lava® .....	36
3.4 Sistema Zircon-Zahn.....	38
3.5 Sistema Cerec® .....	45

### **CAPÍTULO 4.**

<b>USOS DEL ÓXIDO DE ZIRCONIA EN</b>	
<b>IMPLANTOLOGÍA.....</b>	<b>51</b>
4.1 Implantes de óxido de zirconia.....	54
4.2 Coronas de óxido de zirconia.....	60
<b>CONCLUSIONES.....</b>	<b>63</b>
<b>FUENTES DE INFORMACIÓN.....</b>	<b>64</b>

## INTRODUCCIÓN

Históricamente los aditamentos de los implantes dentales han sido fabricados de metal, los aditamentos prefabricados han sido diseñados de varios metales con fin de satisfacer las demandas estéticas de los pacientes y del dentista, el uso del titanio para la fabricación de aditamentos previene las reacciones galvánicas y corrosivas en la interfase entre el aditamento, el implante y la salud de los tejidos blandos, como sea la oxidación del titanio de la porcelana y la pobre adhesión de óxidos a la superficie del titanio es problemática en lo sistemas titanio-porcelana<sup>1</sup>.

La introducción de aditamentos cerámicos para implantes, hecho de óxido de aluminio y óxido de zirconia ofrece ventajas sobre los aditamentos metálicos incluyendo estética, translucidez, fácil fabricación, adaptabilidad y biocompatibilidad<sup>1</sup>. (Fig. 1)



Fig. 1 Prótesis parcial fija de óxido de zirconio<sup>29</sup>

Las restauraciones de implantes que soportaran a un solo diente ofrecen un mejor color del diente, parecido al natural y una estética mucogingival superior. Los aditamentos cerámicos pueden ser preparados con instrumentos de corte rotatorio por el dentista o el técnico dental en el laboratorio y se pueden detallar intraoralmente por el dentista en las restauraciones cementadas. La capacidad del diseño del aditamento ofrece flexibilidad y adaptabilidad en forma y color lo que facilita los resultados óptimos estéticos<sup>1</sup>.

Las restauraciones totalmente cerámicas han sido populares, en las restauraciones de los dientes ya que brinda un resultado estético. La translucidez que proveen estas restauraciones se debe a que la transmisión de luz atraviesa el diente el cual minimiza sombras gingivales y da la apariencia de vitalidad, las restauraciones metal cerámicas pueden proporcionarnos resultados similares pero este proceso toma mucho tiempo y se necesita experiencia<sup>2</sup>.

La zirconia parcialmente estabilizado PSZ, es biocompatible fácil de cortar o de preparar para aditamento y altamente radio opaco, esto hace que el PSZ sea considerado un material para implante dental endo-óseo atractivo cuando se considera componentes cortos puros de titanio, un estudio reciente ha demostrado que en la primera etapa el PSZ el tornillo de cicatrización del implante en comparación con algún otro tornillo de otro sistema podría obtener osteointegración inicial por debajo de condiciones favorables<sup>3</sup>.

La planeación de tratamiento para cualquier material de restauración involucra una cuidadosa consideración de varios criterios importantes que incluyen fuerzas físicas y químicas<sup>3</sup>.

Por consiguiente, los clínicos deben poseer una comprensión básica de los elementos estructurales del óxido de zirconia y sus propiedades físicas. Con este conocimiento y una idea de las fuerzas a las que se sujetará, se puede predecir el desempeño de un material con mayor exactitud<sup>3</sup>.

A diferencia de varios sistemas completamente de cerámica alternos, las propiedades mecánicas de una cerámica de zirconia parecen ser adecuadas para las restauraciones posteriores, tanto de una corona posterior, como de una prótesis fija. Como con cualquier sistema completamente cerámico<sup>3</sup>.

(Fig. 2)



Fig. 2 Modelos

Agradezco al Dr. Jorge Pimentel Hernández, que fue tutor de mi tesina, por su asesoramiento, por su paciencia y estímulo para seguir creciendo intelectualmente.

A la Dra. María Luisa Cervantes Espinosa por su predisposición permanente en aclarar mis dudas y por sus substanciales sugerencias durante la redacción de la tesina.

## **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

Actualmente, las exigencias estéticas estimulan para que se desarrollen nuevos materiales dentales, buscando siempre que su comportamiento sea similar al del tejido dental.

## **JUSTIFICACIÓN**

El uso de óxido de zirconia puede ser usado en aditamentos y estructuras para implantes, con excelente resultado estructural funcional y estético.

## **OBJETIVO GENERAL**

Aumentar el potencial del uso de aditamentos hechos a base de óxido de zirconio en implantología.

## CAPÍTULO 1. ÓXIDO DE ZIRCONIA

El zirconio (del árabe “zargun”, que significa “color dorado”) fue descubierto en 1789 por Martín Klaproth a partir del zircón. En 1824 Jons Jakov Berzelius lo aisló en estado impuro<sup>11</sup> (Fig. 3).

En algunas escrituras bíblicas se menciona el mineral zircón, que contiene zirconio, o alguna de sus variaciones (jargón, jacinto, etc.) No se sabía que el mineral contenía un nuevo elemento hasta que Klaproth analizó un jargón procedente de Ceilán, en el océano Índico, denominando al nuevo elemento como zirconia. Berzelius lo aisló impuro calentando una mezcla de potasio y fluoruro de potasio y circonio en un proceso de descomposición en un tubo de hierro<sup>11</sup>.



Fig. 3 *Martin Heinrich Klaproth (1734-1817)*<sup>37</sup>

## 1.1 Definición del óxido de zirconia

El zirconio es un metal lustroso, plateado (fig. 4), con una densidad de  $6.49 \text{ g/cm}^3$  a  $20^\circ\text{C}$ . Se funde cerca de los  $1852^\circ\text{C}$ . Se estima que su punto de ebullición es a los  $3580^\circ\text{C}$ , pero ciertas observaciones sugieren que es cerca de los  $8600^\circ\text{C}$ . Las energías libres de formación de sus compuestos indican que el zirconio reaccionaría sólo con cualquiera de los no metales, excepto los gases inertes, a temperaturas comunes. En la práctica, se ha comprobado que el metal no es reactivo a la temperatura ambiente, porque se forma una capa de óxido invisible en la superficie. La capa hace que el metal sea pasivo, y permanece con brillo al aire indefinidamente. A temperaturas elevadas es muy reactivo con elementos no metálicos y muchos de los elementos metálicos, y forma compuestos sólidos y en solución <sup>12</sup>.

Es un metal duro, resistente a la corrosión, similar al acero.

El zirconio y sus sales generalmente tienen baja toxicidad sistémica <sup>12</sup>.



Fig. 4 bloque de zirconio <sup>11</sup>

## 1.2 Obtención del óxido de zirconia

El zirconio no se encuentra en la naturaleza como metal libre, pero sí formando parte de numerosos minerales. La principal fuente de zirconio se obtiene del mineral circón (silicato de zirconio,  $ZrSiO_4$ ), que se encuentra en depósitos en Australia, Brasil, India, Rusia y Estados Unidos. El circón se obtiene como subproducto de la minería y procesamiento de minerales de metales pesados de titanio, la ilmenita ( $FeTiO_3$ ) y el rutilo ( $TiO_2$ ), y también de estaño. El zirconio y el hafnio se encuentran en el circón en una relación de 50 a 1 y es muy difícil separarlos. También se encuentra en otros minerales, como la badeleyita ( $ZrO_2$ ) <sup>11</sup> (fig. 5).

El metal se obtiene principalmente mediante una cloración reductiva a través del denominado proceso de Kroll: primero se prepara el cloruro, para después reducirlo con magnesio. En procesos semi-industriales se puede realizar la electrólisis de sales fundidas, obteniéndose el zirconio en polvo que puede utilizarse posteriormente en pulvimetalurgia <sup>11</sup>.

Para la obtención del metal con mayor pureza se sigue el proceso Van Arkel basado en la disociación del yoduro de zirconio, obteniéndose una esponja de zirconio metal denominada crystal-bar. Tanto en este caso, como en el anterior, la esponja obtenida se funde para obtener el lingote<sup>11</sup>.

También es abundante en las estrellas de tipo S y se ha detectado en el Sol y en meteoritos. Además, se ha encontrado una alta cantidad en óxido de zirconio (en comparación con la presente en la corteza terrestre) en muestras lunares<sup>11</sup>.

|

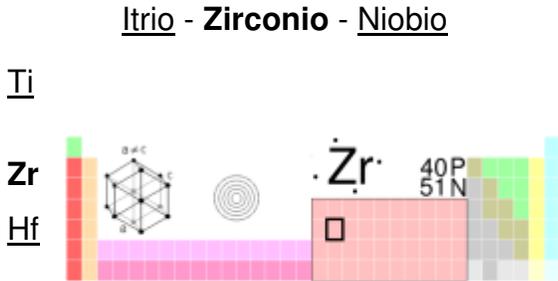


Fig. 5 estructura de zirconio <sup>11</sup>

### 1.3 Estructura del óxido de zirconia

El zirconio es un elemento químico de número atómico 40 situado en el grupo 4 de la tabla periódica de los elementos. Su símbolo es **Zr**<sup>11</sup>. (Fig 6)

La imagen muestra una tabla periódica de los elementos con un fondo azul. El zirconio (Zr) está resaltado en rojo. El elemento 40, Zr, se encuentra en el grupo 4 y el período 5. Otros elementos como el niobio (Nb) y el molibdeno (Mo) también están resaltados en rojo. Los elementos de las series de los actínidos y los lanthanoides están mostrados en una franja inferior.

1																	2
3	4											5	6	7	8	9	10
11	12											13	14	15	16	17	18
19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36
37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50	51	52	53	54
55	56	57	72	73	74	75	76	77	78	79	80	81	82	83	84	85	86
87	88	89	104	105	106	107	108	109	110								
58	59	60	61	62	63	64	65	66	67	68	69	70	71				
90	91	92	93	94	95	96	97	98	99	100	101	102	103				

Fig. 6 Tabla periódica<sup>30</sup>

En la figura 7 se mencionan los valores y las características generales del zirconio.

<b>Nombre</b>	Zirconio
<b>Número atómico</b>	40
<b>Valencia</b>	2,3,4
<b>Estado de oxidación</b>	+4
<b>Electronegatividad</b>	1,4
<b>Radio covalente (Å)</b>	1,48
<b>Radio iónico (Å)</b>	0,80
<b>Radio atómico (Å)</b>	1,60
<b>Configuración electrónica</b>	[Kr]4d <sup>2</sup> 5s <sup>2</sup>
<b>Primer potencial de ionización (eV)</b>	6,98
<b>Masa atómica (g/mol)</b>	91,22
<b>Densidad (g/ml)</b>	6,49
<b>Punto de ebullición (°C)</b>	3580
<b>Punto de fusión (°C)</b>	1852
<b>Descubridor</b>	Martin Klaproth en 1789

Fig. 7 valores del zirconio<sup>30</sup>

Es muy reactivo químicamente y sólo se halla combinado. En la mayor parte de las reacciones se enlaza con oxígeno en preferencia sobre otros elementos, encontrándose en la corteza terrestre sólo como el óxido ZrO<sub>2</sub>, badeleyita, o como parte de los complejos de óxido, como el zircón, la elpidita y la eudialita. Desde el punto de vista comercial, el zircón es su mineral más importante<sup>11</sup>.

## CAPÍTULO 2. IMPLANTES

Los hallazgos realizados durante las excavaciones históricas en Europa, Oriente Próximo y América Central demuestran que la humanidad ya se ocupaba desde los primeros tiempos de reemplazar a los dientes desaparecidos por material homo aloplástico (dientes humanos o de animales, huesos o trozos de marfil o nácar tallados) (Fig. 8). La finalidad de estas piezas sustitutivas de los dientes era la compensación estética de la pérdida dental. Sin embargo, su función masticatoria era nula. El español Albucasim recomendó ya por primera vez el retrasplante y trasplante de los dientes hacia el año 1100 y señaló que éste constituía un método justificable desde el punto de vista médico para la sustitución de las piezas dentarias desaparecidas <sup>4</sup>. Este procedimiento se utilizó bastante a menudo durante muchos siglos. De hecho, en el siglo XVIII el trasplante dental de piezas previamente extraídas, mediante compensación, a sujetos jóvenes constituía toda una moda entre los círculos sociales más elevados de Francia y Gran Bretaña.

Sin embargo, los múltiples fracasos y el peligro de transmisión de ciertas enfermedades del tipo de la tuberculosis y la sífilis suscitaron una crítica cada vez mayor a este tipo de trasplantes dentales<sup>4</sup>.



Fig. 8 1a prótesis dentaria *siglo IV a.c.*<sup>32</sup>

Formigini adoptó, en 1947, la idea desarrollada por Stock, alejándose del modelo natural de las raíces dentales para desarrollar los implantes osteointegrados; con él se inicia la nueva era de la implantología, que alcanzó su primer culmen a finales de los años 60 y comienzos de los 70<sup>4</sup>.

## 2.1 Osteointegración

La osteointegración se define como un anclaje directo del hueso a un cuerpo implantado que puede proporcionar una base de soporte para una prótesis, posee la capacidad de transmitir fuerzas oclusales directamente al hueso <sup>20</sup>. Esto significa que el implante debe realizarse con material inerte para permanecer en contacto directo con el tejido óseo, sin la interposición de tejido blando. El término osteointegración consta de “os”, que significa “hueso” en latín y de “integración” palabra derivada de la misma lengua que significa “estar combinado en un todocompleto” <sup>20</sup>.

El concepto de osteointegración fue desarrollado y su término, acuñado por el doctor Per-Ingvar Branemark, profesor en el Instituto de Biotecnología Aplicada de la Universidad de Göteborg, Suecia. Descubrió un anclaje óseo directo y fuerte de una cámara de titanio que estaba utilizando mientras estudiaba la microcirculación en mecanismos de reparación ósea. La cámara de titanio fue introducida quirúrgicamente en la tibia de un conejo <sup>20</sup>. Gracias a la información adicional que reunió en este estudio, descubrió que el titanio era el mejor material para el reemplazo artificial de la raíz <sup>20</sup>. (Fig. 9)



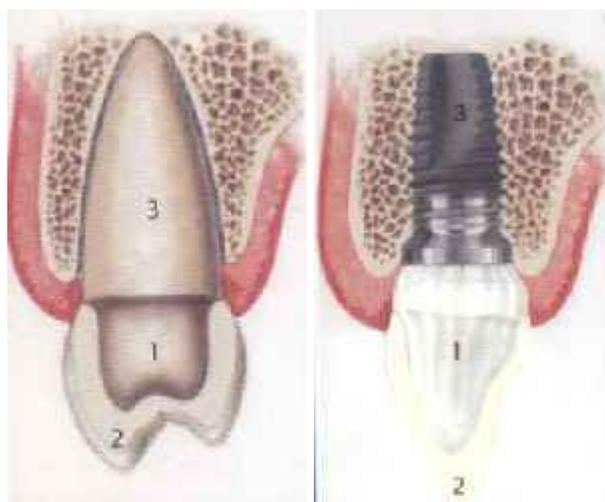
Fig. 9 Esquema de implante dental <sup>20</sup>

## 2.2 Concepto de implantología

Los Implantes Dentales son unas raíces artificiales que se colocan (implantan) en el hueso mandibular o maxilar, creando una base sólida sobre la que se pueden efectuar tanto restauraciones de dientes individuales, como prótesis parciales o totales, y funcionan exactamente igual que nuestros dientes naturales <sup>4</sup>. (Fig. 10)

La implantación se puede definir como el injerto de tejido no vital en un sistema biológico, mientras que el transplante es el injerto de un tejido no vital <sup>4</sup>.

Actualmente se entiende por implantología dental el anclaje de material aloplástico en los maxilares con objeto de crear elementos de soporte y sujeción que sustituyan las piezas dentarias desaparecidas<sup>4</sup>.



<b>DIENTE</b>	<b>IMPLANTE</b>
1.- Dentina	1.- Poste
2.- Esmalte	2.- Corona
3.- Raíz	3.- Implante

**A**                      **B**

Fig. 10 A y B <sup>20</sup>

A esquema de estructuras dentarias, B esquema de estructuras de un implante

## 2.3 Requisitos de los implantes dentales

Antes de planificar cualquier intervención quirúrgica es fundamental realizar historia clínica del paciente, de forma que el diagnóstico y la selección del paciente candidato a tratamiento con implantes dentales constituye una de las claves del éxito en implantología oral <sup>5</sup>.

La implantología dental exige del terapeuta unos conocimientos biológicos, biomecánicos y quirúrgicos consolidados, así como una actitud terapéutica orientada al paciente. Todo aquel que desee establecer una consulta de implantología con buenos resultados a largo plazo debe poseer una experiencia práctica y un conocimiento profundo del área de la cirugía bucal, protésica, periodoncia e higiene dental. Por otro lado, la consulta se debe organizar y estructurar de manera que se garantice un sistema riguroso de revisiones. Si no se reúnen estas condiciones en la consulta, se debe compensar esta deficiencia con la colaboración estrecha con los colegas especializados en las distintas materias. Por esta razón, en muchos casos, la colaboración experta entre el especialista en cirugía y el especialista en prótesis constituye la alternativa más adecuada <sup>4</sup>.

Toda consulta de implantología que funcione correctamente debe satisfacer, en principio, los siguientes criterios:

Dotación de aparatos, instrumental y personal adecuada.

Elevado nivel quirúrgico del odontólogo, personal e instrumental.

Amplia experiencia personal en implantología.

Elevado nivel protésico del odontólogo y del técnico dental.

Sistemas de documentación para archivar las radiografías, fotografías, historia clínica <sup>4</sup>.

Número suficiente de pacientes que requieran tratamiento mediante implante para adquirir la rutina necesaria.

Durante el primer examen clínico se debe obtener un número suficiente de datos para saber si está indicado o no el tratamiento implantológico y protésico. La exploración extrabucal, mediante inspección y palpación, indica si existe una posible disfunción de la articulación temporomandibular. La inspección intrabucal ofrece información sobre la morfología de la cresta alveolar, la relación entre las arcadas, la situación de la mucosa bucal y el estado de higiene del resto de la dentadura <sup>4</sup>.

La ortopantomografía ofrece una información imprescindible sobre la estructura ósea existente y los posibles hallazgos patológicos en los maxilares <sup>4</sup>.

Durante la primera recopilación de datos se pueden reconocer ya algunas contraindicaciones transitorias o generales al tratamiento con implantes <sup>4</sup>.

(Fig. 11)



Fig. 11 Esquema de implante <sup>20</sup>

## CONTRAINDICACIONES INTRABUCALES

Relaciones anatómicas desfavorables entre los maxilares

Relaciones oclusales y funcionales complejas

Hallazgos patológicos en los maxilares

Radioterapia de los maxilares

Lesiones patológicas de la mucosa

Xerostomía

Macroglosia

Mala higiene del resto de la dentición. (Fig. 12)



Fig. 12 Enfermedad periodontal <sup>33</sup>

## CONTRAINDICACIONES LIMITADAS EN EL TIEMPO

Enfermedades inflamatorias o infecciones agudas

Embarazo (fig.13)

Administración transitoria de determinados medicamentos

Estados de estrés físico o psíquico.



Fig. 13 Embarazo<sup>34</sup>

## CONTRAINDICACIONES DE TIPO PSÍQUICO

Cumplimiento inadecuado del tratamiento

Abuso de alcohol y drogas

Neurosis-psicosis

Pacientes problemáticos (Fig. 14)



Fig. 14 Pacientes problemáticos<sup>36</sup>

## CONTRAINDICACIONES MÉDICAS GENERALES

Estado general y nutricional. Edad

Medicación concomitante

Enfermedades metabólicas. (Fig. 15)

Enfermedades hematológicas

Enfermedades cardiocirculatorias

Enfermedades del metabolismo óseo

Colagenosis

El implante como foco bacteriano potencial.



Fig. 15 Glucómetro digital<sup>35</sup>

### **CAPÍTULO 3. SISTEMAS DEL ÓXIDO DE ZIRCONIA**

Las exigencias estéticas de los pacientes han estimulado grandes avances en el desarrollo de nuevos materiales dentales, buscando siempre que su comportamiento sea similar al del tejido dental.

Se presentan un gran número de opciones para restaurar tanto el segmento anterior como el posterior con sistemas libres de metal, idealmente éste debería tener características de alta resistencia, translucidez, adecuado ajuste marginal y biocompatibilidad; es decir, que provean unas cualidades estéticas y funcionales comparables a las de la estructura del diente natural.

Las coronas son restauraciones que se usan para el reemplazo completo en forma artificial de la corona del diente, es decir de la parte que vemos de cualquier pieza dentaria. Se indican cuando hay gran pérdida de estructura dentaria, lo que imposibilita la retención de cualquier otra obturación o el riesgo de fractura del diente por el poco remanente dentario. (Fig.16)



Fig. 16 coronas estéticas<sup>8</sup>

### 3.1 Sistema CAD CAM

Los métodos CAD/CAM son métodos de procesamiento asistidos por computadora. La palabra CAD/CAM es el acrónimo de “Computer Aid Design/Computer Aid Manufacturing”: Diseño Asistido por computadora/ Fabricación Asistida por computadora <sup>9</sup>. (Fig. 17)



Fig. 17 CAD/CAM <sup>9</sup>

Estos sistemas fueron introducidos en el campo de la odontología en 1971 de forma experimental y teórica y fue en la década de los ochenta cuando WH Mörmann, de la Universidad de Zurich (Suiza), y M. Brandestini Brains Inc, Zollikon (Suiza), aplicaron estos sistemas a la clínica desarrollando el sistema Cerec. A partir de entonces empiezan a desarrollarse gran cantidad de sistemas, cada vez más sofisticados, que buscan ofrecer al profesional la posibilidad de obtener restauraciones precisas, simplificando los pasos de laboratorio y pudiendo emplear materiales que no pueden ser manejados con los métodos convencionales <sup>9</sup>.

Un sistema CAD-CAM consta de los siguientes pasos:

Digitalización. La fuente puede ser:

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

Además esta digitalización puede ser de tipo:

- Óptica: cámara intraoral, láser, luz blanca.

En cuanto a los métodos de digitalización, los medios ópticos permiten el escaneado del objeto sin contactar con el mismo, por lo que presenta una ventaja cuando el objeto es blando o frágil. No obstante, las propiedades ópticas del objeto podrían influir en la exactitud de los datos obtenidos en el escaneado. Peerson y cols comparan la eficacia de la digitalización óptica con la mecánica y encuentran que la exactitud de ambos métodos es similar <sup>9</sup>.

Existen numerosos sistemas CAD-CAM en el mercado (Cerec, Procera, Cercon, Lava, DCS Precident, Kavo Everest, Darby Hint-Els, Darby Katana <sup>9</sup>. (Fig. 18)

Los sistemas más representativos en nuestro entorno, disponibles en la actualidad, se describirán posteriormente.



Fig. 18 sistema CAD-CAM<sup>9</sup>

## 3.2 Sistema Procera

Procera es un sistema exclusivo de Nobel Biocare para la fabricación de restauraciones dentales estéticas y funcionales. Su lanzamiento comercial fue en 1994, se han producido más de 5.000.000 de restauraciones con Procera <sup>14</sup>.

El procesamiento de la cerámica de aluminio Procera fue descrito por Andersson y Odén (1993) para la construcción de restauraciones libres de metal (Procera AllCeram, Nobel Biocare AB) en dientes naturales. Este sistema cerámico para infraestructura está constituido por un alto porcentaje de alúmina (el 99,9% de  $Al_2O_3$ ) densamente sinterizada. Inicialmente el troquel-maestro es digitalizado (Sistema CAD, Computer Aided Design, Scanner Procera) y la información es enviada al centro de procesamiento Procera, en Suecia. Una vez que el programa interpreta las imágenes, una fresa controlada por ordenador (Sistema CAM, Computer Aided Machine) prepara un segundo modelo con un aumento de un 12 por ciento a un 20 por ciento en relación con el troquel-maestro, con el propósito de compensar la contracción de alúmina durante su procesamiento. Sobre el troquel duplicado, el polvo altamente puro de alúmina (el 99,9%) es aplicado y sometido a la computación bajo alta presión, para eliminar los poros entre las partículas de alúmina. Se somete esta infraestructura a la sinterización durante 1 hora (1.550 °C). La resistencia media a la flexión de la cerámica es de  $601 \pm 73$  MPa. En el análisis microscópico se observa alta compactación de las partículas de alúmina, sin haber poros entre ellas. Las características del material, tales como resistencia a la flexión, densidad y tamaño de partículas, encajan con los límites exigidos por la especificación de ISO

(6474-1981) para implantes y materiales cerámicos basados en alúmina (Andersson y Orden, 1993) <sup>14</sup>.



Fig 19 Corona sistema Procera <sup>31</sup>

El Sistema Procera se compone de un escáner que copia y reproduce digitalmente la forma de la preparación dental del modelo y un software que permite diseñar y modificar la copia de la restauración en el computador (fig. 19). Esta información es enviada vía modem a los centros de producción en Suecia o Estados Unidos para ser maquinada con última tecnología<sup>15</sup>. (Fig. 20)



Fig. 20 Sistema procera <sup>14</sup>

Otra definición que se menciona de Procera es “una cofia cerámica diseñado con ayuda de un Scanner y elaborado mediante sistema computacional, se obtiene una lectura tridimensional del muñón dentario, que en cuestión de segundos envía la imagen vía e-mail a un centro especializado (fig. 21). Tras recibir la imagen la empresa inicia la fabricación del producto y en cuestión de minutos el resultado es enviado vía correo”<sup>6</sup>.

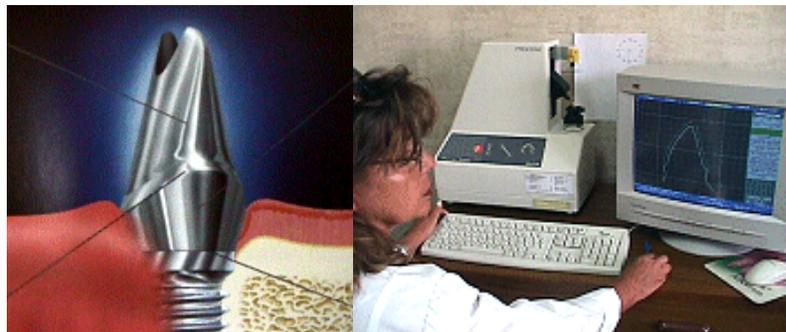


Fig. 21 Sistema procera<sup>14</sup>

Las cofias de alúmina y de zirconio, que tienen una dureza extraordinaria, son materiales con los que se logra revestir el diente para luego forrarlo con la porcelana. La porcelana antes tenía base metálica, hoy en día se la ha sustituido por estos materiales que tiene muchas ventajas como por ejemplo hacer que el revestimiento luzca más natural (fig 22), y al ser un trabajo computarizado el cierre entre corona y diente es mucho más exacto, eliminando cualquier margen de filtración y dando como resultado una corona mucho más duradera, natural y estética<sup>6</sup>.



Fig. 22 Corona estéticas<sup>31</sup>

Propiedades de la corona Procera:

- Gran resistencia a la fractura. Ideal para cualquier pieza en la boca.
- Belleza natural. Estética insuperable. Translucidez parecida al diente natural.
- Optimo ajuste.
- Mínimo tiempo de sillón (no requiere bonding).

### **PROCERA ADITAMENTO**

- Aditamento de Titanio.
- Aditamento de Óxido de Aluminio.
- Aditamento de **Zirconio**.

Propiedades:

- Diseño individual; altura, inclinación, línea marginal y perfil transversal.
- Desarrollo ideal del perfil de emergencia, imitando la forma natural del diente.
- Mayor duración de las piezas, sin alteraciones.
- Menor duración de los tratamientos <sup>8</sup>.

Las primeras restauraciones producidas por Procera fueron las coronas de titanio (Procera Crown Titanium) alrededor de 1984, con excelentes resultados en los estudios a largo plazo. A través del tiempo, el uso de este tipo de restauraciones se ha visto reemplazado por las coronas totalmente cerámicas:

Las coronas totalmente cerámicas en alumina (Procera AllCeram) fueron introducidas en 1991, desde ese momento los estudios clínicos han mostrado rangos de éxito del 98% a 5 años y 92% a 10 años de función<sup>7</sup>.

Las prótesis fijas totalmente cerámicas en alumina, desde 1999 han demostrado que exceden los requerimientos biomecánicos para restauraciones totalmente cerámicas con excelente estética<sup>7</sup>.

Coronas en zirconio (Procera Crown Zirconia, 2001) y prótesis fija (Procera Bridge Zirconio, 2004) con una resistencia flexural y a la fractura dos veces mayor que las de alumina, diseñadas para resistir grandes fuerzas masticatorias, manteniendo altos niveles de adaptación marginal<sup>7</sup>.

Estructuras en titanio usando tecnología CAD/CAM para restauraciones implanto-soportadas con alto ajuste (Procera Implant Bridge).

Carillas en alumina (Procera Laminates) con un espesor de 0.25-0.40mm.

Guías quirúrgicas para colocación de implantes (Nobel Guide).

Pilares personalizados para restaurar implantes en titanio (Procera Abutment Titanium, 1998), alumina (Procera Abutment Alumina, 2002) y zirconio (Procera Abutment Zirconio, 2003)<sup>7</sup>.

### 3.3 Sistema Lava®

LAVA® (3M ESPE, Seefeld, Alemania) es un sistema CAD/CAM con el que se pueden fabricar coronas y puentes totalmente cerámicos tanto para el sector anterior como para el posterior. El sistema importa las impresiones mediante un escaneado (fig 23). Tras la digitalización de los modelos, se diseña y talla la estructura por ordenador. Para la confección de las cofias o estructuras se utilizan bloques de óxido de zirconio pre-sinterizados. Ello hace que el tallado se realice cuando el óxido de zirconio es relativamente blando, lo cual permite un proceso más rápido, con menos estrés y menos desgaste de fresas. Concluido el tallado se completa la sinterización, obteniéndose una estructura de enorme resistencia y excelente ajuste <sup>18</sup>.



Fig. 23 Sistema LAVA®<sup>18</sup>

Estos procesos, nuevos en la odontología, se vienen realizando desde hace tiempo en numerosas aplicaciones industriales, y también para prótesis de cadera. En la odontología se ha utilizado clínicamente la cerámica de zirconio para crear brackets ortodónticos, implantes o aditamentos protésicos de implantes. Recientemente las compañías dentales desarrollan aplicaciones para prostodoncia formulado por sistemas totalmente basados en cerámicas de zirconio. Frente a otros sistemas a base de zirconio, el sistema LAVA presenta la ventaja, además del tallado presinterización, de ofrecer una amplia gama de colores para las cofias o estructuras (fig 24). Los demás sistemas presentan un color blanco tiza, que dificulta enormemente el enmascaramiento y compromete la estética en el sector anterior <sup>18</sup>.



Fig. 24 Coronas de óxido de zirconio <sup>31</sup>

### 3.4 Sistema Zircon-Zahn

El sistema de fresado Zirkonzahn, desarrollado por Enrico Steger, abre nuevos horizontes en la elaboración de estructuras en zirconio. Las restauraciones ajustan perfectamente y la versatilidad del sistema es convincente. El sistema de fresado con el quinto eje permite elaborar puentes con aditamentos divergentes. No importa cuánto sea de difícil o de inusual, el sistema lo fresa todo <sup>19</sup>. (Fig. 25)



Fig. 25 Pantógrafo <sup>19</sup>

Algunos discuten los costos operacionales de un sistema así, pero éstos son mas que compensados por el bajo costo del material y por el ahorro real de tiempo en el proceso de elaboración <sup>19</sup>. (Fig. 26)



Fig. 26 Fresado <sup>19</sup>

Fundaron a la compañía Zirkonzahn Pty/Ltd en el año 2003 con la puntería para poner por todo el mundo un sistema que molía del zirconia innovador que sus propios ingenieros habían diseñado y que se habían convertido incluyendo una nueva gama de los accesorios para la fabricación del marco del zirconio C& B <sup>19</sup>. (Fig. 27)



Fig. 27 Sistema Zirkonzahn <sup>19</sup>

Hasta la fecha las ramas se han establecido en Alemania, Austria, España, México, Australia/Nueva Zelanda, Finlandia, Corea y los EE.UU. La producción ocurre en el Tyrol del sur enteramente (la parte de habla alemana de Italia). Exige la fabricación y el montaje de la unidad que muele, sistema de la extracción de polvo, horno del sinterizado así como la producción de los líquidos del colorante, presionando y presinterizado de espacios en blanco de zirconia.

Zirkonzahn ofrece a técnicos dentales un sistema directo, económico que funcione fácilmente. La simplicidad de la dirección y la viabilidad económica son dominantes al éxito internacional de la compañía<sup>19</sup>.

El sistema Zirkno-zahn esta basado en el duplicado de un patrón (fig 29). Mediante el proceso de fresado de un bloque de dióxido de zirconio en verde, el duplicado del patrón aumenta en un 25% aproximadamente. A posterior, y a través de un proceso de sinterización a 1.500° durante 6 horas, recupera el volumen del patrón original.



Fig. 29 Estructura de óxido de zirconia<sup>19</sup>

## Tipos del zirconio

Partiendo de la base que todos los zirconios son muy parecidos, los podemos clasificar en función del estado en que son procesados. Los encontramos en:

Estado cretático, llamados piezas en verde, que se procesan con fresas de metal en seco.

Parcialmente sinterizado, procesados con fresas de diamante, refrigerando con agua.

Totalmente sinterizados procesados con fresas de diamantes, refrigerando con agua<sup>20</sup>. (Fig. 30)



Fig. 30 Estructura de óxido de zirconia<sup>19</sup>

En estos trabajos de zirconio debemos tener en cuenta que el zirconio, con toda su dureza (1200-1400 Nn), es un material que no tiene elasticidad, lo que significa que de no tener un correcto asentamiento en los implantes, podemos tener roturas en bases finas.

Esta férula segmentada, se prueba en clínica y se unen los segmentos en boca del paciente, con un composite fluido.

Sabemos que en el mercado existen sistemas, como por ejemplo el FRI, con los que podemos conseguir medidas con un índice de exactitud muy elevado, cosa que nos permite no tener que reposicionar o repetir medidas, pero no siempre se dispone de este tipo de impresiones. A posterior posicionamos esta férula en la placa de resina que colocaremos en el plato derecho de la fresadora y, dispondremos en el plato izquierdo el bloque de zirconio correspondiente. Sin mover el plano horizontal de la bandeja, empezamos a fresar todo el volumen de la rehabilitación, incluyendo las bases cónicas de los implantes <sup>20</sup>.

Llegando a este punto colocaremos en ambos lados (modelado/bloque zirconio) unos posicionadores que pegaremos simultáneamente de dos en dos en tres puntos estratégicos, que nos permitirán relacionar en todo momento el modelado con el bloque de zirconio que estamos fresando <sup>20</sup>.  
(Fig. 31)



Fig. 31 Sistema Zirkonzahn<sup>20</sup>

Para poder fresar las chimeneas, debemos conseguir que estas sean paralelas a la fresa de corte. Esto obliga a la rotación del modelado a derecha o izquierda para conseguir ese paralelismo. El problema reside en que hay que dejar el bloque de zirconio en la misma posición en relación con el modelado, que se consigue a base de que los posicionadores entren simultáneamente en ambos lados, en los tres puntos que hemos pegado<sup>20</sup>.

Terminado este otro proceso de sinterizado, retiraremos los hitos y chequeamos el asentamiento. Una vez tenemos la rehabilitación pasiva, gracias al elevado punto de fusión de este material, ya no tendremos que preocuparnos por las cocciones cerámicas, cómo ocurre en el caso de los metales, por que no le van a afectar en nada<sup>20</sup>.

### 3.5 Sistema Cerec®

Cerec® es un sistema que nos permite utilizar la tecnología CAD CAM (producción robotizada diseñada por ordenador) para la realización de prótesis dentales de máxima estética, calidad y biocompatibilidad<sup>16</sup>. (Fig.32)



Fig. 32 Cerec®<sup>16</sup>

Las ventajas de este sistema son principalmente las siguientes:

**Excelente estética:** El diseño por ordenador nos permite acercarnos al máximo a los requerimientos específicos de cada paciente y la calidad de la cerámica empleada es insuperable, eliminándose en las estructuras y las cofias las tradicionales aleaciones de metales.

**Absoluta biocompatibilidad:** Las prótesis realizadas por este sistema son fundamentalmente de los siguientes tipos:

- Coronas feldespáticas o cerámica adherida: La cerámica se adhiere directamente al esmalte y la dentina del diente natural logrando una resistencia y una estética muy superior a las prótesis con cofia metálica tradicional<sup>16</sup>. (Fig.33)



Fig. 33 coronas estéticas<sup>16</sup>

- Coronas y estructuras de puentes en zirconio: El sistema más vanguardista de realización de prótesis dental en la actualidad, indicado tanto para prótesis sobre implantes como para prótesis sobre dientes naturales. Es un material de enorme resistencia que nos ofrece además ventajas muy interesantes en el ámbito dental como son su altísima biocompatibilidad (muy superior a los metales tradicionalmente empleados en Odontología) , además de su color blanco y su translucidez, que nos permite mejorar sustancialmente la estética, lo cual es fundamental en pacientes con elevados requerimientos estéticos<sup>16</sup>.(Fig. 34)

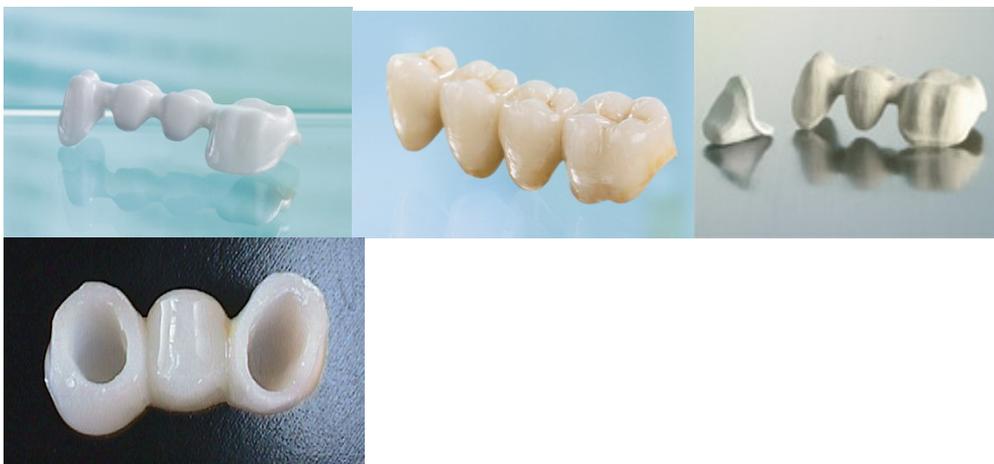


Fig. 34 Estructura estética<sup>16</sup>

Rapidez y comodidad para el paciente:

Las coronas pueden elaborarse y colocarse en el mismo día en la inmensa mayoría de los casos sin que sea necesario emplear piezas provisionales. El paciente se beneficia de un tratamiento rápido, y lo que es aún más importante, la calidad no solo no disminuye sino que se ve incrementada. Por otro lado hay un considerable ahorro de tiempo, dado que el número de visitas a la clínica se reduce al máximo. <sup>16</sup>

Historia:

El sistema es desarrollado y fabricado por la compañía dental de la tecnología de Sirona <sup>16</sup>.

Desarrollo el año 80 del método de CEREC en la universidad de Zurich (W. Mörmann, M. Brandestini). Tratamiento 1985 del primer paciente con CEREC (universidad de Zurich, material: Marca I de VITABLOCS®). Siemens 1986 adquiere la licencia de poner y de desarrollar más lejos el equipo de CEREC. Se introducen 1987 CEREC 1 (principal indicación: escoger y los embutidos de la dual-superficie; material: Marca II de VITABLOCS®). 1990 simposios internacionales de CEREC en la universidad de Zurich. Impulsión que trabaja a máquina hidráulica 1991 substituida por un motor electrónicamente controlado. Se introducen 1994 CEREC 2 (gama de indicaciones: embutidos, sobrepuestos, chapas). Simposio 1996 del CAD/CAM para marcar una década de CEREC (universidad de Zurich). Sirona 1997 fue formado como resultado la venta de la división dental Siemens AG. 1997 programa de la CORONA 1.0 para producir las coronas posteriores lleno-de cerámica. Se forma la segundo sociedad material del fabricante 1998 (Ivoclar, ProCAD®).

1998 programa de la CORONA 1.11 para producir restauraciones posteriores y anteriores. Se introducen 2000 CEREC 3 (sistema Windows®-basado acuerdo del CAD/CAM). Se forman 2000 terceras sociedades materiales del fabricante (3M Paradigm™ MZ100). 2002 más de 2.500 usuarios de CEREC en los Estados Unidos y sobre 5.000.000 restauraciones de CEREC colocaron por todo el mundo. 2006 CEREC celebran 20 años <sup>16</sup>.

#### Técnica:

El dentista que trata prepara el diente que es restaurado cualquiera como una corona, un embutido, un sobrepuesto o chapa. El diente después es cubierto con un polvo blanco, reflejado por una cámara fotográfica de la proyección de imagen 3D y uploaded a la computadora de CEREC. Usando el software propietario de CEREC en varios modos, una restauración se puede diseñar para restaurar el diente a su forma y función apropiadas. Estos datos sobre esta restauración se almacenan en un archivo y se envían vía la transmisión serial sin hilos o el cableado directo a una máquina que muele. La restauración se puede entonces moler fuera de un bloque de cerámica o compuesto sólido. El tiempo que muele varía de tan poco como cuatro minutos a mientras veinte dependiendo de la complejidad de la restauración y de la edad de la unidad que muele <sup>16</sup>.

#### Método de diseño:

El software del diseño para el sistema de CEREC ha experimentado cambios significativos en los años desde que la técnica primero fue introducida por profesor Mormann. Actualmente, un dentista puede elegir a partir de cuatro acercamientos importantes del diseño.

Base de datos:

Este modo del diseño utiliza una biblioteca de las formas del diente que se almacene en la computadora para sugerir la forma de la restauración propuesta. Una grabación del registro de la mordedura (la impresión del diente de la oposición o del antagonista en una cera como o un material parecido a la goma) también se agrega lo más comúnmente posible a los datos que el software puede utilizar al decidir a la oferta. Estos datos junto con un impresión óptico 3D del diente preparado establecen la zona aproximada con la cual la nueva restauración puede existir. La restauración propuesta puede entonces estar morphed para caber en esta zona en la posición anatómico y funcionalmente correcta. El dentista puede entonces hacer la corrección a esta oferta como él ve ajuste y después lo envía a la unidad que muele para la terminación <sup>16</sup>.

Materiales:

El material de cerámica tiene algunas características que hagan muy conveniente para el uso en restauraciones dentales. Se amplía y contrae en respuesta a cambios de temperatura en una tarifa aproximadamente a medio camino entre los del esmalte y el esmalte dental. También usa lejos en aproximadamente la misma tarifa que esmalte. Hay también un material compuesto disponible que tiene algunas ventajas en la restauración de un tipo más pequeño restauraciones del embutido <sup>16</sup>.

## Ventajas / Desventajas

La ventaja principal del sistema de CEREC es la posibilidad para crear restauraciones de cerámica completas en una que se sienta en el chairside. Ésta puede ser una enorme conveniencia al paciente y reducir el número de las inyecciones anestésicas locales necesitadas. También permite mayor eficacia en la oficina dental y reduce en última instancia los costes al dentista de fabricar y de poner la restauración. Una de las partes posteriores principales del drenaje es la necesidad de pulverizar los dientes antes de tomar la impresión óptica. Además, todas las restauraciones de cerámica no se pueden indicar en todos los pacientes o en todos los dientes. El coste de obtener este sistema es alto y el entrenamiento adicional es necesario llegar a ser perito en esta técnica<sup>16</sup>.

## **CAPÍTULO 4. USOS DEL ÓXIDO DE ZIRCONIA EN IMPLANTOLOGÍA**

Para lograr una restauración implanto soportada con aspecto natural es necesario que presente un perfil emergente correcto y un contorno coronal anatómico. La morfología de los dientes difiere del diseño circular de los implantes (fig 35). Para ello se realiza un aditamento protésico individualizado con un contorno anatómico similar al del diente a restituir<sup>21</sup>.

Otro factor que afecta la apariencia clínica de la restauración implanto soportada, es el color de la mucosa que rodea y/o recubre al implante <sup>21</sup>.

Los pilares protésicos empleados actualmente están hechos de titanio debido a su biocompatibilidad y propiedades mecánicas <sup>21</sup>.

Desafortunadamente, los aditamentos protésicos de titanio pueden ocasionar en el tejido blando un aspecto azulado o grisáceo <sup>21</sup>.

Para evitar esta situación clínica se requiere el uso de aditamentos protésicos no metálicos. En 1993, aparecen en el mercado un aditamento protésico cerámico, hecho de óxido de aluminio densamente sinterizada para los implantes del sistema Branemark (Nobel Biocare, Goteburgo, Suecia). Estos aditamentos son indicados para restauraciones implanto-soportadas individuales, en la zona anterior hasta premolares con los resultados clínicos positivos <sup>21</sup>.

Después aparecen los aditamentos protésicos de óxido de zirconia densamente sinterizada y estabilizada con itrio. El óxido de aluminio y el óxido de zirconia se caracterizan por su buena biocompatibilidad tisular, bajo potencial corrosivo, baja conductividad térmica, y superiores propiedades mecánicas en comparación con las cerámicas convencionales. En especial, la zirconia presenta casi el doble de la resistencia flexural y resistencia a la fractura de la alúmina <sup>21</sup>.



Fig 35 Implante <sup>13</sup>

En odontología, debido a su versatilidad y propiedades físicas es empleado ampliamente en la odontología restaurativa. El óxido de zirconia se emplea en postes radiculares prefabricados desde 1989, para aditamentos protésicos en implantología desde 1995 y para prótesis cerámicas libres de metal en segmentos posteriores desde 1998 <sup>13</sup>.

Los aditamentos de zirconia ofrecen la estabilidad y soporte necesario para restauraciones unitarias implanto soportadas en incisivos y premolares. Así como reacción favorable tanto de tejido blando como de tejido duro. En 2004 aparecen en el mercado el aditamento recto bio-cera (Biolok, Deerfield Beach, Fl. EUA) elaborado en óxido de zirconia ( $ZrO_2$ ) especial (patente USA 09/546,288). En 2006 aparece bio-cera angulado a 15 y a 25 grados. El aditamento protésico bio-cera únicamente se presenta en conexión hexágono externo. En caso de emplear implantes Biolok de conexión interna se debe emplear un convertidor a hexágono externo. <sup>13</sup>

La fuerza inherente de la zirconia la hace útil en varias aplicaciones clínicas incluyendo coronas de cobertura total, capas de resina, y dentaduras convencionales parcialmente adheridas, aditamentos de implante, e incluso largas barras de implante. Las predicciones para el tiempo de vida de las cerámicas de óxido de zirconia revelan un favorable éxito. En odontología, la cerámica de óxido de zirconia ( $ZrO_2$ ) es mayormente usada en su fase cristalina tetragonal, parcialmente estabilizada con óxido de itrio, la cerámica policristalina de zirconia provee una fuerza flexible graduada a 1,000 MPa y revela una propiedad única del material: resistencia activa al quiebre. Las fuerzas externas transfieren la estabilidad parcial de la partícula tetragonal en una forma monoclinica. La forma monoclinica nuevamente adquirida hace aumentar el volumen, que le da al material la habilidad de cerrarse al quiebre (endurecimiento a la transformación). <sup>25</sup>

## 4.1 Implantes de óxido de zirconia

Durante los últimos años, la rehabilitación de edéntulo completo o parcial con estructuras apoyadas o retenidas del implante se ha convertido en una modalidad bien aceptada del tratamiento. La meta principal para los investigadores y médicos es crear las restauraciones que son completamente "integradas" en el complejo dentofacial, histológico, funcional y estético. En protodoncia, la técnica "tradicional" de usar coronas de porcelana fundida al metal para reconstruir dientes perdidos es una sustancia suficientemente estética en la mayoría de los casos. La técnica fue evaluada en varias investigaciones de periodos largos y demostró una buena supervivencia a largo tiempo, parcialmente debida a su estabilidad (Kerschbaum et al. 1997; Valderhaug et al. 1997). Como las demandas estéticas de pacientes están aumentando, se ha observado el reemplazo del diente, especialmente en las regiones anteriores (Burgersdijk et al. 1991; Vallittu et al. 1996), cualquier falla en el resultado estético puede ser considerada como fracaso en la reconstrucción. Las coronas y las prótesis parciales fijas o removibles pueden influenciar negativamente en la apariencia clínica de los tejidos finos circundantes debido a un brillo con efecto al armazón del metal, el material de opción para obtener una reconstrucción óptima del diente que satisfaga desde un punto de vista estético es toda la corona de cerámica. Las mejoras en la estabilidad material de algunas cerámicas han conducido al uso de todos los sistemas de cerámica para las prótesis parcialmente fijas, las coronas sencillas <sup>10</sup>.

Hoy en día, todos los materiales cerámicos son frecuentemente usados para la reconstrucción de implantes dentales, incluyendo aditamentos y coronas, para proveer un resultado estético (fig. 36) (Andersson et al. 1998<sup>a</sup>; Yildirim et al. 2000; Andersson et al. 2003; Glauser et al. 2004) <sup>10</sup>.



Fig. 36 Implante de óxido de zirconia <sup>10</sup>

Sin embargo, hasta ahora, el material preferido para los implantes dentales ha sido titanio comercialmente puro debido a su biocompatibilidad y características mecánicas óptimas (Adell et al. 1981) <sup>10</sup>.

Un material de cerámica que se ha utilizado ya como implante dental es el material de óxido de aluminio (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) (El implante Tübingen) (Schulte 1984; Schulte & d'Hoedt 1988). Este material se osteointegra bien pero desafortunadamente, las características biomecánicas de los implantes no eran suficientes para la carga a largo plazo. Como resultado, este material fue retirado del mercado como material de implante dental <sup>10</sup>.

Recientemente, otro material cerámico con mucho potencial es el implante dental de zirconio. Como sustituto del metal, este material posee buena

química y propiedades físicas, como el bajo potencial a la corrosión, baja conductibilidad térmica, gran fuerza flexible (900-1200 MPa), dureza (1200 Vickers), y módulos Weibull (10-20) (Stevens 1986; Marx 1993; Drouin & Cales 1994; Richter et al. 1994; Piconi et al. 1998). Además, su biocompatibilidad como material de implante dental se ha probado en varias investigaciones con animales (Albrektsson et al. 1985; Ichikawa et al. 1992; Akagawa et al. 1993, 1998; Kohal et al. 2003), pero las propiedades físicas de los implantes de zirconio no han sido evaluadas mas allá. (Fig. 37)



Fig. 37 Coronas estéticas<sup>31</sup>

Los implantes bucales de óxido de zirconio son una innovación dentro de la odontología y en especial en la implantología bucal. Aunque el óxido de zirconio fue descubierto en 1789 por el químico M. H. Klaproth, solo en los últimos 20 años es cuando este material fue redescubierto<sup>10</sup>. (Fig. 38)

Este material tiene una dureza de 1200-1400 Vickers y una resistencia a la tensión de más de 1000 MPa. Esta dureza se consigue por la adición de Ytrium y de óxido de Aluminio<sup>10</sup>.

El dióxido de zirconia o simplemente Zirconia se utiliza en la industria la fabricación de herramientas de corte, cuchillos, aviación, automóviles; en todo componente que sufre un desgaste considerable <sup>10</sup>.

Uno de los usos más conocidos de este material es en la industria espacial en donde se utiliza como losas protectoras que actúan como un escudo protector de estos transbordadores espaciales durante el ingreso a la atmósfera terrestre para evitar su combustión debido al fuerte roce <sup>10</sup>.

Una vez colocados los implantes se debe de proteger de la masticación por un lapso de 3 meses en la mandíbula y 5 meses en el maxilar superior. Esta protección se realiza mediante coronas o puentes provisionales ya que debe de haber un espacio mínimo entre el implante y el provisional para evitar el contacto o si no es posible colocar un provisional, se coloca una férula.

Ya que es biocompatible, la Zirconia se ha utilizado por casi 20 años en la medicina en la reconstrucción de la fractura de la cabeza del fémur. En prótesis fija desde hace ocho a en la elaboración de coronas y puentes libres de metal. En Europa se comenzó a utilizar desde hace aproximadamente 8 años <sup>10</sup>.

Este material tiene la particularidad de ser elaborado a través de un fresado computarizado y previamente escaneado, llamado sistema CAD/CAM, a partir de cilindros de Zirconio.



Fig. 38 Implantes de zirconio <sup>10</sup>

#### Indicaciones

En ausencias dentarias de una sola pieza.

Cuando el paciente sea alérgico al titanio.

#### Contraindicaciones.

No puede usarse en edéntulos de silla libre posterior.

En puentes fijos mayores de cuatro unidades.

#### Ventajas

No hay fracturas por carga continua

Debido a la dureza el grosor de las cofias se pueden confeccionar de 0,3 mm.

Por el color blanco del material no hace falta el exagerado desgaste del tejido dentario de la corona durante la preparación..

El óxido de zirconio proporciona una radiopacidad parecido al de los metales en las radiografías por lo que se puede constatar el adaptado exacto de

estas estructuras

Por su gran resistencia a las fracturas y a la deformación.

Por su exacto adaptado debido a la técnica del fresado. Se pueden cementar definitivamente con los cementos convencionales

Es biocompatible.<sup>10</sup>

Hallazgos histológicos indican que la cerámica de zirconio han sido bien tolerado en los tejidos subcutáneos, encapsulados por un delgado tejido fibroso conectivo, como teniendo alúmina policristalina, que es reportado para ser tejido compatible<sup>23</sup>.

Esto sugiera que la cerámica de zirconio es tejido compatible

Criterios tales como la densidad de la membrana fibrosa alrededor del implante han sido tensionada en evaluación local del tejido y reacción al material del implante. Materiales cerámicos químicamente estables son esperados para ser encapsulados por una membrana fibrosa más fina comparado con metales, que se puede disolver. El proceso inflamatorio inicial después de la implantación puede influencia<sup>23</sup>.

La fuerza mecánica de la cerámica de zirconio ha sido una crítica cuestión porque de la degradación inducida por las bajas temperaturas de recocido. Tanto la degradación puede ocurrir en aire entre 150° C y 400° C y en agua a no mas de 100° C. Estas características pueden causar degradación de la cerámica de zirconio en vivo, aunque estas condiciones difieren en la cavidad oral<sup>23</sup>.

## 4.2 Coronas de óxido de zirconia

Una sola corona en un implante puede por lo tanto ser opción de tratamiento, incluso si los pacientes tienen que aceptar para experimentar una intervención quirúrgica.

La alta fuerza de las coronas de óxido de aluminio han sido recomendadas con creciente frecuencia, especialmente para restauraciones anteriores, ya que satisfacen todos estos requisitos. El acertado funcionamiento clínico de este material ha sido documentado longitudinalmente. Inversamente, con la llegada de las coronas de óxido de zirconia CAD/CAM, la posibilidad de usar estos materiales para las ambas unidades sencillas o múltiples <sup>26</sup>. (Fig 39)

Una de las interesantes ventajas de estas restauraciones es el minimizar la potencial propagación de fracturas, esto es debido a la configuración de los cristales tetragonales de óxido de zirconia parcialmente estabilizados transformados en su fase monoclinica cuando la carga oclusal es aplicada. Los cristales monoclinicos son alrededor de 3% a 5% más largos que los cristales tetragonales. Este volumen incrementa el sellado a las fracturas microscópicas <sup>28</sup>.



Fig. 39 Restauración estética<sup>28</sup>

Cementación. Debido a la fuerza inherente de la cerámica de zirconio, se pueden usar cementos convencionales. Aunque los cementos de ionómero de vidrio tienen una buena aplicación clínica, pero sus propiedades físicas son sumamente sensibles a las proporciones de polvo y líquido donde aún alteraciones diminutas podrían afectar su desempeño clínico. Los cementos de ionómero de vidrio son susceptibles a ataques tempranos de humedad que requieren que el clínico ejecute un control estricto de saliva hasta que el cemento es completamente endurecido y por lo tanto se recomiendan las formas encapsuladas de cemento de ionómero de vidrio. Debido a la alta incidencia de microdispersión y manchas en los márgenes, se ha discontinuado el uso del cemento de fosfato de zinc. Los cementos de policarboxilato, debido a sus propiedades físicas, son inadecuados por propósitos de cementación y no se ha reportado información para apoyar su

uso. Recientemente se ha reportado que los compómeros causan agrietamiento en las coronas de cerámica después de la cementación. Las altas cantidades de HEMA (que se expande significativamente al exponerse a la humedad) esta presente en estos productos y se cree que es la causa de este agrietamiento.

La habilidad de grabar con ácidos y unir adhesivamente las cerámicas convencionales ha aumentado significativamente su predicibilidad clínica. El ácido fluorhídrico disuelve la matriz vítrea, que resulta en subcortes microscópicos alrededor de los cristales de leucita <sup>21</sup>.

Se usan resinas de baja viscosidad que llenan estas áreas retentivas para establecer una fuerte unión micromecánica. También se ha determinado que, con tratamiento específico de la superficie y combinaciones de resina, tanto en alúmina In-Ceram como el Spinell tienen fuerzas de adhesión transparente comparable a la porcelana grabada convencionalmente. El protocolo de tratamiento de la superficie para la unión del adhesivo con estos materiales de cerámicas requirió abrasión por aire de la superficie interna del núcleo con partículas de óxido de aluminio de 50  $\mu$  m a 50 libras de presión durante 10 segundos. Se puede teorizar que, debido al alto contenido de alúmina de material de zirconio, el protocolo de tratamiento de superficie idéntico obtendría fuerza de la adhesión aumentada. Clínicamente, es necesario usar agente de unión de dentina en el diente para minimizar la sensibilidad postoperatoria. Una vez colocada la corona en el diente preparado, se quita el exceso de cemento y se pone gel, para inhibir el oxígeno, para facilitar el secado del cemento de resina de autocurado <sup>21</sup>.

## CONCLUSIONES

El uso de aditamentos cerámicos de óxido de zirconio, en combinación con restauraciones cerámicas libres de metal permiten ofrecer a los pacientes restauraciones implanto soportadas con una apariencia natural. Para satisfacer las expectativas funcionales y estéticas del paciente.

Especialmente cuando el tejido circundante al implante ósea integrado es delgado y el paciente presenta sonrisa gingival.

Implementando las restauraciones de óxido de zirconia CAD/CAM para restauraciones de dientes sencillos, terapia de implantes, y rehabilitaciones completas de boca se han convertido en practica común en la odontología reconstructiva moderna.

Estas posibilidades estéticas y la incrementada resistencia a la fractura ha hecho del óxido de zirconia uno de los actuales contendientes en cuanto a la búsqueda de los materiales óptimos de restauración.

La tecnología CAD/CAM y los sistemas de cerámica completa se han convertido en partes integrales de la odontología moderna y tecnología de laboratorio.

## FUENTES DE INFORMACIÓN

1. Si-woon Park DDS, MS, Carl F. Discoll. Ceramic implant abutments: Cutting efficiency and resultant superface finish by diamond rotary cutting instruments. Journal of prosthetic dentistry. June 2006, vol 95 (6) 444-441.
2. Philip Leong Biow Tan, BDDSc, and James T. Dunne. An estetihc comparison of metal ceramic crow and cast metal abutment with an all-ceramic crow and zirconia abutmen: a clinical report. Journal of prosthetic dentistry. March 2004, vol 91 (3), 215-218.
3. Ysumasa, DDS, PhD, Ryuji Hosokawa. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years´ function in monkeys: A clinical and histologic study. Journal of prosthetic dentistry. November 1998, vol 80 (5) 551-558
4. Hubertus Spiekermann, Atlas de implantología, editorial MASSON, primera edición 1995, 1-10
5. Miguel Peñarrocha Diago, Implantología oral, editorial Ars Médica. 2001
6. Revista de Domingo Para Toda La Familia, Cochabamba – Bolivia, domingo, 26 de febrero de 2006.
7. <http://odontologos.coomeva.com.co/publicaciones.php?id=216458>.
8. <http://www.clinicazul.com/coronas.htm>

9. Dra. M.<sup>a</sup> Isabel Sánchez Jorge, Métodos CAD/CAM en prótesis, Facultad de Odontología, UCM, Madrid, nº 178 - febrero 2007 – Ciencia, Artículo 2 de 3 <http://www.gacetadental.com/articulos.asp?aseccion=ciencia&avol=id=2>
- 10 <http://www.clinicasicilia.es/castellano/zirconio.html>
11. <http://es.wikipedia.org/wiki/Circonio>
12. [lenntech.com/espanol/tabla-peiodica/Zr.come](http://lenntech.com/espanol/tabla-peiodica/Zr.come)
13. Jose Luis Osawa-Meida, Restauraciones estéticas con aditamentos de zirconio bio-cera y coronas libres de metal procera, Caso clínico, vol 2, julio-septiembre 2006 (5), 72-76.
14. [artesia-dental.com.ar/articulos.htm](http://artesia-dental.com.ar/articulos.htm)
15. <http://www.odontologiaintegral.cl/>.
16. <http://www.implantologiaestetica.com/>
17. Tecnología de fresado de la zirconia, Zirkonzahn Volksfräser People`s Mill Zirkonfräsgerät Enrico Steger.
18. <http://www.infomed.es>
19. [ruizdentaluskalnet.net](http://ruizdentaluskalnet.net)
20. Xavier Balmes Burnusell, Barcelona España, Zirconio, la respuesta. Dental dialogue, vol 3, 2006, 56-63.

21. Dr. José de Jesús Cedillo, Coronas y prótesis fijas de In-CeramB zirconio, Número 1, Enero-Febrero 2002 Volumen 59.
22. Osteointegración y Rehabilitación Oclusal, autor, Sumiya Hobo, Ejo Ichida, Lily T. García, editorial MARBAN.
23. Yoichiro Ichikawa, DDS, Tissue Compatibility and Stability of Anew Zirconio Ceramic in vivo, Journal of prosthetic dentistry, august 1992, vol 68, (3) 22-6.
24. Michael Sadoun, DDS, MS, Alumina-Zirconia Machinable Abutments for Implants-Supported Single-Tooth Anterior Crowns, The Implant Report, 1990.
25. Sawase T, Wennerberg A, Hallgren C, Albrektsson T, Baba K. Chemical and topographical surface analysis of five different implant abutments. Clin Oral Impl Res 2000; 11: 44-50. Munksgaard 2000
26. Brägger U, Krenander P, Lang NP. Economic aspects of single-tooth replacement, Clin. Oral Impl. Res. 16, 2005; 335-341
27. Kohal R-J, Klaus G, Strub JR. Zirconio-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. Clin. Oral. Impl. Res. 18, 2006; 565-571
28. Manicone PF, Rossi Iommetti, An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. J Dent. 2007 Sep 5.
29. <http://www.odontologia-online.com/php/phpBB2/about1722.html>
30. <http://www.lenntech.com/espanol/tabla-periodica/Zr.htm#Efectos%20ambientales%20del%20circonio>

31. <http://www.dentlabesthetic.com.mx/html/textoZirkonia.html>
32. <http://www.taringa.net>
33. <http://www.conganat.org>
34. [http://www.osteochile.net/osteopatia\\_y\\_pregnancy.htm](http://www.osteochile.net/osteopatia_y_pregnancy.htm)
35. [http://www.amputee-coalition.org/inmotion/sep\\_oct\\_04/diabetes.html](http://www.amputee-coalition.org/inmotion/sep_oct_04/diabetes.html)
36. [http://blogs.ya.com/luisinlondon/c\\_8.htm](http://blogs.ya.com/luisinlondon/c_8.htm)
37. <http://www.nndb.com/people/533/000097242/>