



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DIFERENTES MATERIALES UTILIZADOS PARA
PILARES (ABUTMENTS), EN PRÓTESIS
IMPLANTOSOPORTADAS.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

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

P R E S E N T A:

YANET SANDOVAL NARVÁEZ

TUTOR: Mtro. ENRIQUE NAVARRO BORI



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.

Gracias Dios porque cada día me das más de un motivo para adorar tu divino nombre, agradezco infinitamente todas las bendiciones de las cuales has llenado mi vida, así como tu presencia, y haberme rodeado de personas extraordinarias en mi vida.

Agradezco infinitamente a mis padres por inspirarme con su ejemplo de nobleza y coraje ante la vida y regalarme la posibilidad de cumplir uno más de mis grandes sueños.

Sé que jamás encontrare la forma de agradecer su constante apoyo y confianza, mis ideales, esfuerzos y logros han sido también suyos e inspirados en ustedes.
Gracias hermanos.

Gracias Aide por ser mi cómplice en todos mis proyectos y demostrarme tu infinito apoyo.

Gracias Mary por ser mi ejemplo de mujer porque tu grandeza, fortaleza y paciencia son un gran estímulo en mi vida, que indudablemente me impulsan a seguir adelante, con respeto y amor en la vida.

Gracias a la Universidad Nacional Autónoma de México por haberme brindado junto con la facultad de odontología la oportunidad de ser mi formadora profesionalmente de la cual estoy orgullosa.

Agradezco el tiempo que me otorgo, junto con su valiosa aportación y toda su experiencia universitaria fue posible la conclusión de este trabajo de tesina.
Gracias Mtro. Enrique Navarro Bori.

Gracias por todos los momentos que hemos compartido, gracias por dedicarme tiempo y brindarme felicidad, cada preciado segundo quedara atesorado en mi corazón.
Gracias amigos.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	5
OBJETIVO	6
CAPÍTULO I GENERALIDADES	
1.1 Antecedentes	7
1.2 Pilares	9
1.3 Requerimientos para la selección de materiales en pilares protésicos	11
1.3.1 Propiedades físicas	11
1.3.2 Propiedades mecánicas	13
1.3.3 Biocompatibilidad	14
1.3.4 Estética	15
CAPÍTULO 2 PILARES CÉRAMICOS	
2.1 Pilares de Alúmina	16
2.1.2 Propiedades físicas	17
2.1.3 Propiedades mecánicas	19
2.1.4 Biocompatibilidad	19
2.1.5 Ventajas y desventajas	20
2.2 Pilares de Alúmina/Zirconio	22
2.2.1 Propiedades físicas	22
2.2.2 Propiedades mecánicas	23
2.2.3 Biocompatibilidad	23
2.2.4 Ventajas y desventajas	24
2.3 Pilares de Zirconio	25
2.3.1 Propiedades físicas	25
2.3.2 Propiedades mecánicas	25
2.3.3 Biocompatibilidad	27
2.3.4 Ventajas y desventajas	27

CAPÍTULO 3 PILARES METÁLICOS

3.1	Pilares de Titanio	31
3.1.1	Propiedades físicas	31
3.1.2	Propiedades mecánicas	32
3.1.3	Biocompatibilidad	32
3.1.4	Ventajas y desventajas	33
3.2	Pilares de Metales Preciosos (Oro)	36
3.2.1	Propiedades físicas	37
3.2.2	Propiedades mecánicas	37
3.2.3	Biocompatibilidad	37
3.2.4	Ventajas y desventajas	38
3.3	Pilares de Oro – Paladio	40
3.3.1	Propiedades físicas	40
3.3.2	Propiedades mecánicas	41
3.3.3	Biocompatibilidad	41
3.3.4	Ventajas y desventajas	42

CAPÍTULO 4 PILARES CALCINABLES

4.1	Pilares de Polioximetileno	43
4.1.1	Propiedades físicas	45
4.1.2	Propiedades mecánicas	46
4.1.3	Biocompatibilidad	46
4.1.4	Ventajas y desventajas	46

CONCLUSIONES	49
--------------	----

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	50
----------------------------	----



INTRODUCCIÓN

En la actualidad contar con una rehabilitación oral completa que incluya una planificación detallada, y la utilización de métodos innovadores disponibles puede evitarle al paciente problemas dentales a largo plazo. Sin embargo, esto solo puede conseguirse a través de una absoluta cooperación del paciente junto con revisiones regulares y atención por parte del cirujano dentista, así como la utilización de materiales “Biocompatibles” en el organismo. Dadas estas condiciones, se puede considerar seriamente que el tratamiento de implantes intraóseos tenga éxito a largo plazo.

La implantación se define como el injerto de tejido no vital en un sistema biológico.

Actualmente se entiende por implantología dental el anclaje de diferentes materiales en los maxilares con el objeto de crear elementos de soporte y sujeción que sustituyan las piezas dentarias ausentes.

El método de los implantes osteointegrados se refiere a todas las técnicas que facilitan el anclaje de los implantes en el interior del hueso alveolar de los maxilares. La “inocuidad” local y general es un requisito imprescindible que debe garantizarse para todos los biomateriales; no deben ser tóxicos, cancerígenos, alergénicos ni tampoco radioactivos.

Prácticamente todos los materiales utilizados actualmente clínicamente se evalúan considerando simultáneamente dos grupos de parámetros: las propiedades físicas, mecánicas; y las propiedades biológicas; basados en esta clasificación los pilares (abutments) para implantes deben satisfacer los requisitos biológicos, funcionales y estéticos.

El material debe ser biocompatible, funcionalmente debe tener propiedades mecánicas suficientes para resistir y transmitir las fuerzas al implante y al hueso de soporte; Estéticamente debe tener adecuados contornos anatómicos, inclinación ideal del diente que se va a sustituir, color y una restauración de las propiedades ópticas del diente natural.



OBJETIVO

Describir las propiedades e indicaciones de diferentes materiales utilizados como pilares (abutments) de prótesis implantosoportadas; y señalar las alternativas y condiciones para la correcta elección y planificación del tratamiento.

CAPÍTULO I GENERALIDADES

1.1 Antecedentes

La implantología oral ha experimentado un extraordinario avance, en la cual la posibilidad terapéutica de reemplazar dientes perdidos con un gran alto grado de estética y funcionalidad es una realidad, este avance se ha permitido gracias al desarrollo de un gran número de diseños y posibilidades tecnológicas pero fundamentalmente se destaca el trabajo de investigadores que han demostrado científicamente la funcionalidad del mismo.¹ Fig.1.

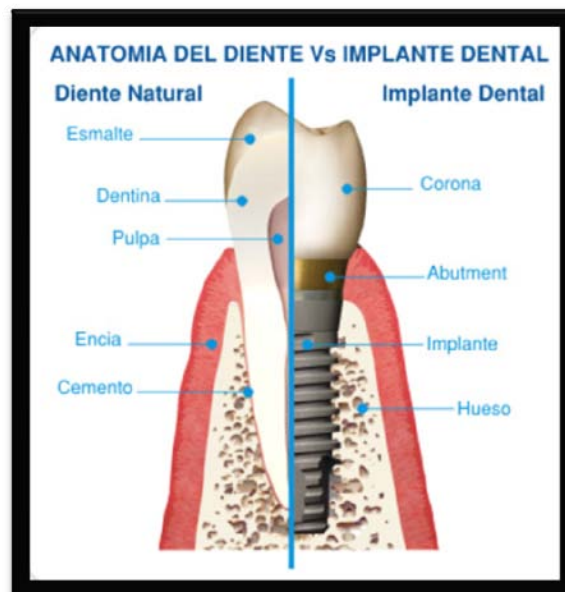


Fig.1 Comparación de la estructura dentaria, con un implante dental.²⁶

Los pilares metálicos ganaron popularidad después de la introducción del pilar UCLA, que permite la individualización a través de la fundición, soportando prótesis cementadas o atornilladas. Una variedad de formas permitió que los pilares de titanio tuvieran el mismo propósito. En algunos casos la correcta selección de un pilar de titanio y su individualización permite la obtención de una restauración con perfil de emergencia y estética aceptable. Pero en casos con tejido gingival delgado, se corre el riesgo de que la región cervical quede con un halo oscuro visible debido al color metálico del pilar. Los pilares como el Cera One, destinados a la estética de restauraciones unitarias, donde reciben "copings" cerámicos densamente sinterizados, prefabricados o no para la realización de prótesis libres de metal, sufren el mismo inconveniente. Por otro lado, una corona totalmente cerámica con alta translucidez, puesta sobre un pilar metálico, no alcanza translucidez, colocada sobre un pilar metálico, no tiene el resultado estético predecible.²

Debido a la creciente demanda de pacientes y profesionales por la estética, la rehabilitación de la región anterior con implantes oseointegrados se convirtió en un gran desafío. En una rehabilitación unitaria, la necesidad de obtener color, forma y simetría gingival semejantes al diente adyacente, llevó el desarrollo de pilares más estéticos. Esta necesidad estética y el deseo de no tener estructuras metálicas son factores que enfatizaron la importancia de los sistemas cerámicos como Alúmina, Alúmina/Zirconio y Zirconio.² Fig.2.



Fig. 2 Pilares de alúmina y zirconio Nobel Biocare. 25

1.2 Pilares

Con el éxito de los implantes, existe frecuentemente una preocupación por solucionar estéticamente el tratamiento restaurador.

La problemática siempre esta puesta en la posición del implante, en el intermedio o pilar y su inclinación. ² Fig.3.

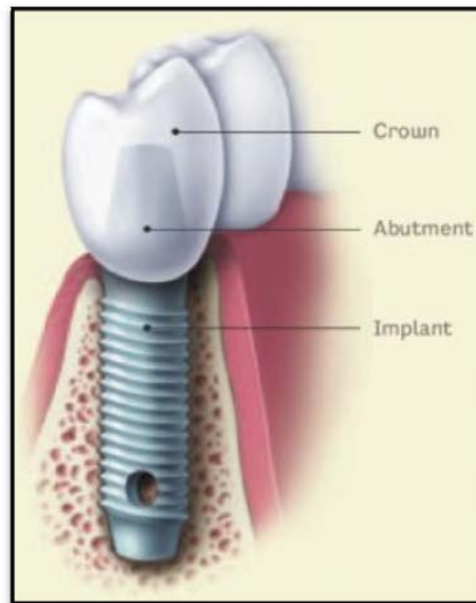


Fig.3 Posición del abutment respecto al implante y corona.²⁶

El fracaso estético de las restauraciones implanto-retenidas se debe, en la mayoría de los casos a la posición desfavorable de los implantes, por lo que la colocación de los mismos en la posición correcta es el punto fundamental, desde el punto de vista estético. Frecuentemente las dimensiones de los implantes y pilares se encuentran limitadas en cuanto al espacio por las restauraciones y dientes existentes, así como por la angulación de las raíces adyacentes. Por este motivo es necesaria la elaboración de restauraciones con perfiles emergentes más naturales y continuos desde el tejido blando; para lograr dichos objetivos el implante debe guardar una posición favorable, y los pilares protésicos tienen que emerger a partir de la porción subgingival y reproducir la forma anatómica



del segmento cervical de la pieza dental por restaurar. Una de las dificultades más frecuentes con las que se enfrenta el rehabilitador es la discrepancia que existe entre el tamaño de los implantes y la morfología y dimensión de los dientes naturales por lo que la selección adecuada del pilar que soportará la prótesis se convierte en el elemento fundamental de una restauración estética. El objetivo común independientemente de la naturaleza del pilar, debe estar encaminado a brindar a la restauración las características morfológicas más parecidas a las de los dientes naturales.²



1.3 Requerimientos para la selección de materiales en pilares protésicos

Para lograr predictibilidad tanto funcional como estética en la rehabilitación de implantes dentales, la selección adecuada de los pilares protésicos son un factor importante para cumplir con este objetivo.³

La correcta confección de restauraciones implanto-retenidas desde el punto de vista estético requiere de una buena selección de pilares. Este procedimiento debe realizarse de acuerdo a las características de los tejidos de las piezas a restituir y del tipo de prótesis que se va a soportar; no es conveniente utilizar sistemáticamente un solo tipo de pilar ya que el éxito estará basado en la destreza para seleccionarlo según las necesidades de cada caso en particular. De conformidad con lo anterior un pilar debe cumplir con ciertas características estéticas, funcionales y biocompatibles.⁵

1.3.1 Propiedades físicas

La *dureza* de un material se caracteriza por la fuerza requerida para hacer una indentación de un cierto tamaño en la muestra. Las propiedades térmicas del material pueden influir en los resultados de las pruebas de dureza, en especial tratándose de polímeros. Una forma simple para determinar la dureza de una muestra de manera cualitativa es tratar de rayarla con otros materiales; la muestra será menos dura que cualquier otro material si se produce una marca en la muestra. Cuando hay movimiento entre una superficie y otra, el resultado es del *desgaste*; éste proviene de la adhesión de una superficie a otra, seguida por la falla, (ya sea en la interface entre los dos materiales, una falla adhesiva; o dentro de uno de los materiales una falla cohesiva). El desgaste también puede deberse a la abrasión de un material por el otro.



No existen protocolos de normas de gran aceptación para las pruebas de desgaste, ya que las condiciones bajo las cuales es probable que se desgasten los materiales son en extremo variadas. Por tanto al revisar y reportar las características de desgaste se debe ser cuidadoso para detallar los procedimientos de prueba utilizados.³

El desgaste usualmente se describe en términos de tamaño o dimensiones de forma, como adelgazamiento, cambios en textura, o en términos de masa (perdida del material de la muestra o cantidad de residuos colectados).

La *densidad* de un material, la masa de unidad por volumen (por lo regular un centímetro cúbico) del material, es probable utilizarla para comparar un material con otro o con otra preparación del mismo material. La densidad está afectada por la composición intrínseca del material así como la porosidad. Los materiales más densos no necesariamente son más “fuertes” que las sustancias menos densas.

Las consecuencias de cambios en la densidad también son difíciles de separar de los efectos de la *estabilidad química* la estabilidad química de una sustancia se refiere a su tendencia a permanecer sin cambio bajo condiciones a las cuales se expondrá; en materiales compuestos y aleaciones, la probabilidad de que los componentes diversos del material tengan estabilidad química diferente; así, es posible observar disolución preferencial, oxidación o reactividad de áreas microscópicas de un biomaterial.

Las propiedades de la conductividad eléctrica y térmica de un biomaterial son importantes hasta el punto en que se fabrica y esteriliza, también es posible que tenga funciones clave en la salud bucal del paciente. En estas propiedades se encuentran la expansión térmica y la contracción así como el galvanismo bucal.³



1.3.2 Propiedades mecánicas

Corresponden al comportamiento de un cuerpo o estructura ante las fuerzas externas que tratan de modificarlo o deformarlo.⁴

El material para la confección de los pilares tiene que poseer propiedades mecánicas que puedan garantizar el tratamiento restaurador. Los aspectos más importantes son la resistencia a la flexión y la tenacidad a la fractura.¹

Los defectos estructurales en los materiales pueden ser tan pequeños como un átomo externo en la estructura cristalina del material o tan grande como una fractura. Debido a que muchos defectos no se ven a simple vista es muy importante que los materiales se caractericen bajo una variedad de condiciones. Las fuerzas mecánicas asociadas con el uso del material incluyen flexión, torsión, tensión, compresión y corte.⁴

La *presión* al material es la proporción de carga aplicada al área transversal original del material antes de iniciar la carga; esta se aplica por lo regular como una fuerza de tirantez. La *tensión* del material es la proporción de longitud nueva de la muestra (como resultado de una carga aplicada) a la longitud original de la misma. El trazado de presión contra tensión da por resultado a varias características útiles del material, que incluyen modelos elásticos (el valor de la presión dividido por el de tensión), propiedades plásticas de deformación, resistencia a la tracción.

Los cambios en las propiedades mecánicas del material como resultado de la carga cíclica se deben a la *fatiga* del material. Cuando una muestra se coloca bajo una carga tensora fija, pero se alarga con el tiempo, se dice que la muestra se expandió.⁴



1.3.3 Biocompatibilidad

Se puede considerar la biocompatibilidad de un material como “el estado en el cual un material se encuentra en íntimo contacto con un organismo vivo, ejerciendo su función, sin dañarlo y sin ser dañado por él”. Por lo tanto, la biocompatibilidad es bidireccional entre el organismo y el material y se debe tener en cuenta cómo puede dañar el material al organismo y como éste puede a su vez dañar al material.²

Los aspectos toxicológicos de la “biocompatibilidad” se consideran de dos maneras: toxicidad aguda y toxicidad crónica; las causas probables de los efectos toxicológicos son el biomaterial por sí mismo, se aumenta la toxicidad por la degradación del material en pequeñas partículas, quizá como resultado del desgaste o corrosión.

La toxicidad aguda puede manifestarse en el tejido adyacente como pigmentación, necrosis, de manera sistémica pirogenicidad, alergenicidad, bioquímica o fisiológica.

Las determinaciones de toxicidad crónica se registran en efectos a largo plazo del biomaterial en un sistema; los materiales que no tienen peligro en base a toxicidad aguda, no necesariamente son benignos en una base de largo plazo.

La evaluación de la toxicidad crónica requiere una importante inversión de tiempo y esfuerzo, por lo regular dos años o más para los pequeños datos de retroalimentación, y también se debe desarrollar tolerancia sistémica a un material o componente del mismo que en un principio era toxico.

El documento C-41.ANSI ADA. Clasifica los diferentes materiales de uso odontológico, y determina las pruebas requeridas para comprobar la biocompatibilidad.⁴



1.3.4 Estética

La estética de los biomateriales odontológicos consiste en reproducir el comportamiento óptico de los tejidos que va a sustituir. La función estética es fundamental en los materiales que vayan a sustituir al diente. Al reproducir el comportamiento óptico se trata no solo del tono del diente, sino también del valor, saturación, opacidad y brillo. Se debe tener en cuenta el efecto doble capa que tiene el diente al estar formado por esmalte y dentina, con distintos comportamientos ópticos, como evitar que se produzca el fenómeno de metamerismo.²

Su forma debe ser capaz de soportar de forma natural y armónica los tejidos blandos.⁵



CAPÍTULO 2 PILARES CERÁMICOS

2.1 Pilar de Alúmina

El primer pilar cerámico consistía en cerámica de óxido de aluminio densamente sinterizada y estaba disponible solamente en un formato, el cual requería ser preparado para la individualización. Esos pilares de Alúmina, desarrollados por Nobel Biocare^{MR} con el nombre de Ceradapt, fueron introducidos en 1993, para ser utilizados en restauraciones unitarias y prótesis parciales fijas, posteriormente otros materiales cerámicos fueron introducidos como Cerámica basada en Alúmina/Zirconio infiltrada por vidrio y Óxido de Zirconio estabilizado con Itria. Fig.4.

El pilar CerAdapt es un pilar cerámico que ha mejorado aún más el resultado estético para las restauraciones de un diente unitario. Se diseña individualmente mediante un tallado, se puede cambiar tanto la línea de acabado como la angulación, dependiendo de las necesidades individuales, El uso del pilar está indicado en las siguientes tres situaciones en particular.⁶

- Para un implante que se colocó demasiado superficialmente, y provocó la exposición del titanio en el aspecto vestibular.
- Para un implante que se colocó excesivamente en la zona vestibular y la mucosa peri-implantar fina provoca un efecto “traslúcido” del pilar de titanio.
- Una ligera desangulación del implante, que produce la necesidad de corregir la dirección del pilar en el implante para crear un contorno y un perfil de emergencia de la restauración coronal.⁶



Fig.4 Pilar de Alúmina Ceradapt – Nobel Biocare.⁶

2.1.2 Propiedades físicas

Los pilares de alúmina son fabricados a través de óxido de aluminio densamente sinterizado. Con una densidad de $3,9 \text{ (g/cm}^3\text{)}$.

Actualmente los pilares son elaborados, torneados y posteriormente sinterizados. La alúmina normalmente contiene la fase vítrea en los límites entre los granos cristalinos, lo que puede facilitar el preparado por desgaste del material.

El alto contenido de alúmina confiere un aspecto blanco opaco a la infraestructura, que presenta alta resistencia. Mediante una segunda cocción (1.100°C) la estructura de óxido de aluminio es sinterizada e infiltrada con vidrio fundido, obteniendo una elevada resistencia y tornándola translúcida.

La presencia de alúmina en el zirconio retarda el crecimiento de grano del zirconio por lo que presenta una microestructura más fina que la zirconia pura. Existe un incremento de conductividad térmica por la aleación.⁶

Fig.5, 6.

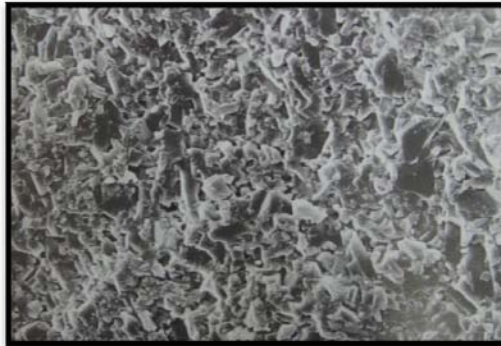


Fig. 5 Microfotografía (MEB). La microestructura del In Ceram Alúmina muestra la presencia de los cristales (granos) de alúmina aunque pueda ser observada la presencia de la fase vítrea envolviendo los cristales. 1.100X.⁶

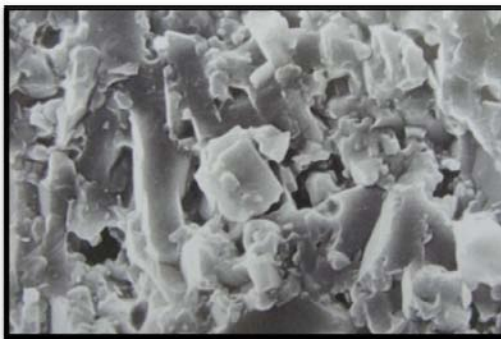


Fig. 6 Microfotografía (MEB). Microestructura de In Ceram Alúmina se observa la presencia de porosidades. 3.500X.⁶



2.1.3 Propiedades mecánicas

Alúmina 99.5% pura

- Resistencia a la flexión 500 a 600 Mpa
- Resistencia a la fractura 4 a 5 Mpa
- Tamaño de partículas 2.5 μm .⁶

2.1.4 Biocompatibilidad

El óxido de aluminio, o alúmina, de fórmula química Al_2O_3 , es un material cuya compatibilidad ha sido numerosas veces probada en tejidos vivos. Los trabajos iniciales de Hulbert (1960) y Sandhaus (1963) han sido confirmados después por numerosos autores: Hamner (1973), Chess (1980), Luedemann (1984).

El material utilizado es una sinterización de alúmina pura en una proporción variable del 99,5 al 99,7% y sus propiedades biológicas están ligadas al hecho de que la alúmina es una sustancia:

- No conductora
- Refractaria e inerte
- De disolución reducida (inferior a 0,1 mg/m^2)
- No corrosible

Abrahamsson en 1998, verificó que los pilares cerámicos de Alúmina permiten la formación y adherencia de tejido epitelial y conjuntivo alrededor de 1.5 a 2.0 mm de altura entre el nivel óseo y la mucosa periimplantar. La capa de la superficie de las cerámicas es químicamente estable, resistente a la corrosión y, por lo tanto, permite que las células se desarrollen sobre la misma.⁶



2.1.5 Ventajas y desventajas

Ventajas

Puede ser utilizado como un aditamento preparable al que se le cementa directamente la restauración libre de metal.⁶

Se puede utilizar para una prótesis atornillada, ya que el poste se talla para brindar el espacio necesario y posteriormente aplicar directamente el material cerámico sobre el mismo.

Se puede cambiar tanto la línea de acabado como la angulación, dependiendo de las necesidades individuales.⁵

Es el más adecuado para las soluciones en las áreas estéticamente exigentes, como la dentición anterior, debido a sus propiedades ópticas superiores.

No corrosible.⁶

Desventajas

El pilar de Alúmina, debido a su baja resistencia, es contraindicado cuando la altura y la espesura de las paredes axiales son inferiores a 7 y 0.7 mm respectivamente.

Una reducción excesiva para corregir su angulación puede causar una debilidad de las paredes axiales del pilar.

El ángulo creado entre el implante y la superficie vestibular del pilar debe ser inferior a 30°, a fin de evitar un desgaste excesivo de las paredes y consecuente fractura del pilar.⁶

Está contraindicado en zona posterior o restauraciones múltiples.⁵

Limitado en pacientes que demuestran excesivas fuerzas masticatorias o bruxismo.⁷

Solo está disponible en plataforma regular, este hecho elimina el uso del pilar en situaciones en las que se debe usar la plataforma estrecha o ancha.



No permite una angulación entre pilar e implante mayor a 30 °. ⁶

Radiográficamente tiene una radiopacidad débil lo que limita su control radiográfico previo al atornillado final. ⁸

Pueden llegar a ser antiestéticos cuando ocurra el fenómeno de recesión y el pilar comience a mostrar el margen, ya que tienen un color blanco demasiado intenso. ⁶

2.2 Pilar de Alúmina/Zirconio

Compuesto por óxido de aluminio con inclusión de zirconio ($Al_2O_3 - ZrO_2$) donde el zirconio hace que las propiedades físico mecánicas de la restauración sean mejores. La resistencia a la fractura se hace mayor 2 a 3 veces mayor que la alúmina llegando a valores de resistencia flexural de 700 MPa.⁴ Fig. 7.



Fig. 7 Pilar de Alúmina/Zirconio Nobel Biocare.²⁴

2.2.1 Propiedades físicas

Las partículas de óxido de aluminio presentan forma más alargada y representan el 67% de la estructura cristalina, el restante es compuesto por óxido de zirconio tetragonal con tamaño de partículas menores y redondeadas. La fase vítrea representa el 20-25% de la estructura total. El proceso de sinterización promueve la formación de una estructura más dental, no obstante el proceso de infiltración del vidrio es muy eficiente, incluso con la presencia de poros menores.⁹

El zirconio es un refuerzo en sí mismo, existe bajo tres formas: fase cúbica, es solamente estable en temperaturas muy altas para zirconio puro; monoclinico en su estado natural, y está presente a temperaturas debajo de 1.173°C, convirtiéndose sobre esta temperatura, a su arreglo tetragonal.



El punto importante es que existe una diferencia del 3 al 5 % en volumen entre la estructura tetragonal y la forma monoclinica.⁹

2.2.2 Propiedades mecánicas

Existe un aumento de la tenacidad y elevación de resistencia a la flexión, mientras mantiene los procedimientos de infiltración de vidrio fundido para el interior de la estructura.²

En composites de matriz zirconia, la alúmina puede actuar como refuerzo, ya que cumplen con la condición que estipula que la tenacidad a la fractura de la zirconia puede incrementarse solo si el modulo de Young de las partículas dispersas de una segunda fase es el doble que el de la zirconia, como en el caso de la Alúmina-Zirconia. En los composites de matriz alúmina, la zirconia puede actuar como material de refuerzo debido a los mecanismos de endurecimiento por transformación y microagrietamiento que presenta la zirconia estabilizada en la fase tetragonal.⁶

Alúmina 35% /zirconio 35% /vidrio 30%

- Resistencia a la flexión 500 a 600 MPa.
- Resistencia a la fractura 4 a 5 MPa.
- Tamaño de partículas 3 a 5 μm .⁶

2.2.3 Biocompatibilidad

Las primeras cerámicas utilizadas en aplicaciones médicas fueron la alúmina y la zirconia. Estas dos cerámicas presentan una cinética de reacción muy lenta tanto que se les puede considerar como cerámicas inertes así como una proliferación celular más favorable.⁴



2.2.4 Ventajas y desventajas

Ventajas

- Alta resistencia a la fractura
- Translúcidez
- Buena estética.⁹

Desventajas

- No se puede grabar con ácido fluorhídrico para la cementación adhesiva.
- No se pueden colocar en restauraciones múltiples o en la zona posterior
- El tallado merma sus propiedades físicas.¹⁰



2.3 Pilares de Zirconio

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, $ZrSiO_4$). 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).¹¹

2.3.1 Propiedades físicas

Las excelentes propiedades físicas del Óxido de Zirconio (Zr) posibilitan la individualización de un pilar por desgaste, sin restricciones rigurosas permitiendo así la confección de restauraciones más estéticas.

- Resistencia a la compresión alrededor de 2000 MPa
- Densidad 6,506 g/cm³
- Punto de fusión 1855°C
- Es un metal de color blanco grisáceo, brillante.¹¹

2.3.2 Propiedades mecánicas

El zirconio es un óxido que presenta tres fases polimórficas: monoclinica, cúbica y tetragonal. El Zirconio puro, en temperatura ambiente presenta la estructura monoclinica, estable hasta 1170°C, transformándose en la fase tetragonal a 2370°C. Sobre esta temperatura ocurre la fase cubica del Zirconio. Durante el enfriamiento de la pieza sinterizada, la fase tetragonal se transforma en monoclinica aproximadamente a 970°C. Esta transformación está asociada a la expansión volumétrica alrededor del 3% al 4%. La itria es adicionada al zirconio para la estabilización de la forma tetragonal para monoclinica.¹¹



La expansión volumétrica resultante provoca el refuerzo de la matriz por el mecanismo de la formación de micro-grietas y refuerzo por transformación inducida por tensión, de esta forma el pilar de Zirconio exhibe mayor resistencia a la fractura y resistencia mecánica comparado con las cerámicas convencionales.¹¹

La tasa de supervivencia y resistencia a la fractura en los pilares después de simular las cargas en pilares de zirconio son comparables a los de titanio.

Por otro lado, un preparado inadecuado y severo puede introducir fallas profundas que pueden actuar como concentraciones de tensión, disminuyendo la resistencia mecánica.¹²

Óxido de Zirconio 97% / itria 3%

- Resistencia de flexión 900 a 1400 MPa
- Resistencia a la fractura 7 a 10 MPa
- Tamaño de partículas 0.4 μm .⁶

El objetivo de las pruebas de resistencia a la flexión es determinar la fuerza máxima de flexión inicial que inducirá un fracaso del pilar del implante y garantizar que el pilar es lo suficientemente resistente para soportar las fuerzas de masticación en la boca. Por término medio las fuerzas masticatorias máximas medidas "in vivo" en un hombre adulto medio hacen a 550 a 600 N en la región posterior.

Los pilares para implantes de óxido de zirconio (lava) resisten fuerzas muy superiores a las que se generan "in vivo", en condiciones de carga tanto oclusales como con una angulación de 30°. Fig.8.

Al ser sometidos a fuerzas de compresión y flexión los pilares cementados de óxido de zirconio (lava) ofrecieron un excelente resultado resistiendo fuerzas muy superiores a las que se producen de forma natural.

Asimismo las fuerzas de tracción medidas en los pilares cementados de óxido de zirconio (lava) superaron las fuerzas de tracción que se generan durante la masticación.¹³

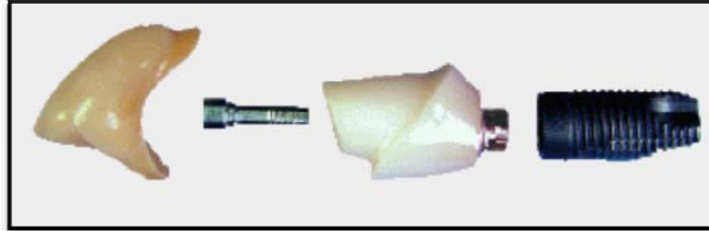


Fig. 8 Pilar personalizado sistema Lava zirconia.¹³

2.3.3 Biocompatibilidad

El óxido de Zirconio es biológicamente compatible y es usado en componentes ortopédicos para el restablecimiento de la articulación de la cadera.⁶

Los estudios in vitro se han realizado con el fin de obtener información sobre su comportamiento celular estos estudios confirmaron que ZrO_2 no es citotóxico, la mutagenicidad también fue evaluada y se informó que la Zirconia no es capaz de generar mutaciones en el genoma celular.⁴

El zirconio es un material propicio para la fabricación de pilares para implantes con un bajo potencial de colonización bacteriana.⁶

2.3.4 Ventajas y desventajas

Ventajas

Las excelentes propiedades físicas del óxido de zirconio posibilitan la individualización de un pilar por desgaste, sin restricciones rigurosas en cuanto a sus dimensiones finales, permitiendo, así, la confección de restauraciones más estéticas.¹¹ Fig. 9, 10.



Fig. 9 Aspecto clínico del pilar Zirconio preparable.⁶



Fig. 10 Vista del pilar de Zirconio preparado en el modelo de trabajo.⁶

Es un material que promueve una menor proliferación bacteriana, comparada con el titanio comercialmente puro.

El pilar a base de zirconia es mucho más resistente y menos frágil que el óxido de aluminio.

La opacidad de la zirconia es muy útil en situaciones adversas clínicas, por ejemplo, para enmascarar los pilares, ya que su color es similar al diente y reduce el brillo azul metálico, a través de los tejidos blandos.

Fig.11, 12.

La radiopacidad es muy útil para controlar la adaptación marginal a través de la evaluación radiográfica.⁶

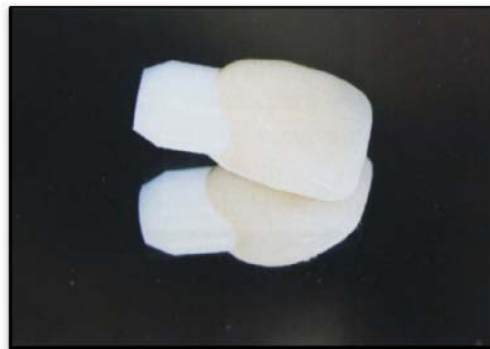


Fig. 11 Imagen del pilar de Zirconio (conexión sistema Prótese) preparado.⁶



Fig. 12 Corona in Ceram.⁶

Este pilar está disponible para pilares de hexágono interno, externo y plataforma regular.⁶ Fig.13.



Fig. 13 Pilar Procera personalizado Nobel Biocare sistema de hexágono externo.⁶

El pilar de zirconia Wilcos^{MR} se utiliza en regiones premolares y para aplicación directa de la cerámica.

No existen márgenes metálicos visibles en caso de que exista recesión de tejidos.⁶

Desventajas

El desgaste o envejecimiento de la zirconia puede tener efectos perjudiciales sobre sus propiedades mecánicas. Las cargas y la exposición a la humedad son fundamentales para acelerar este proceso.¹⁴



CAPÍTULO 3 PILARES METÁLICOS

3.1 Pilares de Titanio

Los pilares metálicos ganaron popularidad después de la introducción del pilar UCLA que permite la individualización a través de la fundición, soportando prótesis cementada o atornillada. Una variedad de formas permitió que los pilares preparables de titanio (TiAdapt, Nobel Biocare; Anatomic abutment; SteriOss; PrepTite, 3i/Implant Innovations) tuvieran el mismo propósito.¹⁵

3.1.1 Propiedades físicas

Aparece en la naturaleza como dióxido de titanio (TiO_2) o imenita (FeTiO_3). Su estructura cristalina puede ser en hexágono a temperatura ambiente (fase alfa) o en cristales cúbicos a 883°C (fase beta). Funde a 1.672°C . las aleaciones con nitrógeno, oxígeno y carbono estabilizan la fase alfa mientras que el vanadio estabiliza la fase beta.¹⁶

Es uno de los mejores materiales existentes al valorar la relación elasticidad y peso.¹

La densidad del titanio, $4,5\text{ g/cm}^3$, es la mitad del cromo-cobalto y la cuarta parte de las aleaciones de oro.

El titanio es difícil de colar por su gran tendencia a la oxidación, y es esa tendencia a formar una capa de óxido permanente y estable la que proporciona la mayor resistencia a la corrosión conocida entre todos los metales.¹⁷

Los materiales con energía superficial entre $30/50\text{ dinas/cm}^2$, presentan la mejor adhesión biológica. La superficie de los materiales de baja energía inducen la típica respuesta de cuerpo extraño en el organismo que se traduce en una capsula fibrosa.¹⁶

Es un material osteoconductor, dentro de los elementos que conforman la superficie la capa de oxido es fundamental para conseguir la adecuada respuesta biológica.⁵



El potencial de pasivación proporciona un alto grado de resistencia al ataque de la mayoría de los ácidos y cloruros.¹⁷

3.1.2 Propiedades mecánicas

El módulo elástico es 5 veces superior a la rigidez del hueso cortical. Un excesivo módulo elástico supone que el material absorbe toda la carga mecánica sin transferirla al hueso lo que puede provocar su atrofia.¹⁵

- Dureza (Vickers) 1500 -1650 Kgf mm²
- Resistencia a la compresión 2200-2600 MPa
- Resistencia a la tracción 260-300 MPa
- Tiene coeficiente de elasticidad de 110 GPa.¹⁷

3.1.3 Biocompatibilidad

El titanio es ampliamente utilizado como material en la sustitución de tejido duro.¹⁸

La tolerancia biológica del titanio puro ha sido demostrada desde 1951 por Leventhal y después por Beder y Cols. (1956, 1957,1959), primero en animales y luego en humanos.

El organismo contiene cantidades mínimas de oligoelementos, algunos de ellos esenciales para la vida, está presente en el organismo a un nivel medio de 0,2 ppm. No se ha descrito ninguna reacción toxica al titanio.

Los cultivos hísticos efectuados por Gould (1981), Kasemo (1985) y Mac Queen (1987) muestran que las células en contacto con el titanio son perfectamente viables; los experimentos animales (Gould, 1981) no muestran más que raramente células gigantes multinucleadas (macrófagos) en su proximidad. No se ha notificado nunca una reacción de hipersensibilidad.¹⁹

Su biocompatibilidad se debe a la formación de una capa de óxido de titanio que crece sobre él, de manera natural y espontáneamente , en contacto con el aire y otros medios , la baja solubilidad de los óxidos de titanio hidratados junto con la aun menor tendencia a formar compuestos de titanio cargados y la capacidad de formar capas de calcio- carbonato- fosfato, a través de los procesos específicos del intercambio químico con los constituyentes de los fluidos corporales (sangre, fluido intersticial), son aspectos muy relevantes para la biocompatibilidad del óxido de titanio.¹⁸

3.1.4 Ventajas y desventajas

Ventajas

Excelente resistencia a la corrosión.¹⁶

La correcta selección de un pilar de titanio y su individualización permite la obtención de una restauración con perfil de emergencia y estética aceptable.⁶

Se puede preparar extra oralmente, ajustar clínicamente, y conectar al implante con un tornillo.⁷ Fig.14.



Fig.14 Pilar de Titanio Nobel Biocare.²⁵

Tiene una gran resistencia y se combina con el potencial de diseño individual en configuración y forma. El aumento de resistencia hace que se pueda retirar más material del pilar, y que permita mayor flexibilidad.⁷ Indicado en restauraciones sobre implantes múltiples o unitarios. El pilar está diseñado con un margen festoneado que perfila los contornos naturales de los tejidos blandos con diferentes alturas de cuello dependiendo de la plataforma y el sistema de implantes. Fig. 15.



Fig. 15 Pilares de titanio.²⁵

Desventajas

En casos con tejido gingival fino, se corre el riesgo de que la región cervical quede con un halo oscuro visible debido al color metálico del pilar, lo que obliga a enmascarar por diferentes métodos la zona. Fig. 16-18.

Uno de ellos es llevar el margen de la restauración más intrasurcal con el riesgo de irritación periimplantaria que se puede originar. Otro método consiste en personalizar la zona del pilar con cerámica de alta resistencia.

Técnica de laboratorio más compleja

Podría necesitar de una segunda impresión intraoral

El ajuste con precisión de la corona al pilar es menos predecible.⁷



Fig. 16 Pilar angulado de titanio.⁵



Fig. 17 Pilar angulado preparado.⁵



Fig. 18 Restauración final en la que se observa un halo oscuro.⁵



3.2 Pilares de Metales Preciosos (Oro)

Pocos metales son usados en estado puro para propósitos de restauración odontológica. El oro es un excepcional material. La pureza de los productos de oro comúnmente en uso es de 99.99%.¹⁴

Constan de dos partes: la cofia y el tornillo, la porcelana se cuece directamente sobre la cofia obteniendo una corona que se fija directamente al cuerpo del implante, la cofia encaja directamente en el componente antirotación del implante.⁶ Las cofias de oro directo se fabrican a partir de patrones de plástico de tipo UCLA que se utilizan con un cilindro de oro colado.⁵ Este tipo de pilar se usa para restauraciones de un solo diente que no requiere ninguna alteración ni ajuste en angulación. Con lo que el tornillo puede salir a través de las superficies oclusales de los dientes posteriores y por el cingulo de los anteriores.⁵ Debido a la angulación con la que se insertan la mayoría de los implantes anteriores este diseño tiene pocas aplicaciones en tales caso. Estos pilares resultan útiles cuando se dispone de poco espacio interoclusal, cuando los tejidos blandos tienen un espesor mínimo y cuando los márgenes deben quedar en posición subgingival. También son útiles para fabricar las barras usadas para las sobredentaduras o las prótesis fijas desmontables; en aquellos casos en que existe poco margen interoclusal, la mejor solución consiste en colar una barra directamente sobre las cabezas de los implantes mediante cilindros de oro colado.¹²



3.2.1 Propiedades físicas

- Es inactivo químicamente y no le afectan el aire, la temperatura, la humedad y muchos solventes.¹²
- Color: amarillo, depende de su pureza, se hace más pálido al aumentar el porcentaje de plata.
- Brillo: Metálico
- Dureza (vickers): 216 MPa
- Densidad: 19.3 g/cm³
- Óptica: opaco
- Fractura: irregular
- Funde a 1.063°C
- Expansión térmica 14,4. ¹¹

3.2.2 Propiedades mecánicas

Es el más dúctil y maleable de todos los metales conocidos, tiene poca elasticidad, reacciona con los halógenos y no es atacado ni por el oxígeno, ni por azufre.

Tenacidad: alta

Maleabilidad: se puede conseguir un espesor de 0,000013 cm

Ductilidad: 29 g se puede estirar hasta lograr un cable de 100 Km de largo.¹¹

3.2.3 Biocompatibilidad

Es uno de los metales menos reactivos químicamente. Es inerte en soluciones fuertemente alcalinas y en todos los ácidos puros, menos el ácido selénico. Es un material que no representa efectos tóxicos para el organismo.¹⁶

3.2.4 Ventajas y desventajas

Ventajas

Usando este pilar como una base, se elabora un patrón de cera y se modela. Finalmente se cuela porcelana sobre el pilar y posteriormente se conecta la restauración coronal al implante. Fig.19.

Indicados para restauraciones ajustadas con tornillo directamente al implante

Este pilar puede ser usado para crear un pilar bajo pedido para una restauración ajustada con cemento.¹⁰

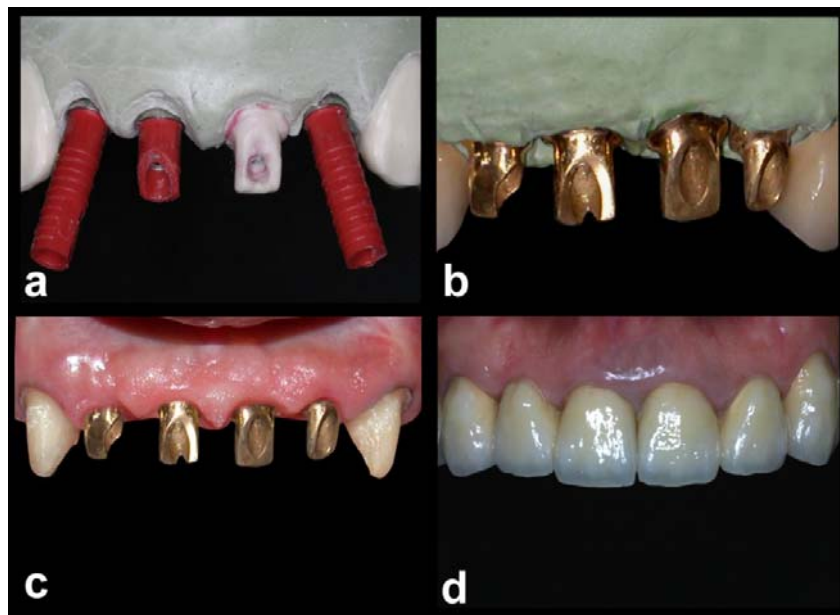


Fig. 19 Pilar a la medida .a) El pilar se fabrica a partir de un pilar UCLA hexagonal que es encerado y recortado a manera de una preparación. b) Pilar vaciado y ajustado al análogo en el modelo de trabajo. c) Se hace una prueba clínica para corroborar que cuente con las características necesarias para soportar la restauración definitiva. d) Restauración final.⁵



Desventajas

Abrahamsson y colaboradores (1998) demostraron, en los estudios experimentales, que el protocolo de tratamiento, a menudo provocaba la recesión del tejido blando y la subsiguiente reabsorción ósea.⁶

Color amarillo poco estético

Alta conductividad térmica.¹¹

Tiene una de las densidades más altas de todos los elementos (19.5 g/cm³). Esto representa un retroceso desde el punto de vista económico, por que se requiere mayor masa de oro para restaurar comparado con metales de baja densidad.²⁰

Es blando y dúctil se combina con otros materiales para salvar sus propiedades mecánicas.¹¹



3.3 Pilares de Oro-Paladio

En las aleaciones de oro, se debe asegurar un porcentaje mínimo de oro por encima del 65% para evitar la corrosión electrolítica y galvanismo.

El paladio es un metal blanco; el posee la cualidad de absorber grandes cantidades de hidrógeno gaseoso al calentarlo. El paladio puro no se utiliza en odontología pero si sus aleaciones, como el oro. Ya que confiere a las aleaciones muchas de las propiedades del platino pero es más barato, se usa a menudo como sustitución de el platino. Es más fácil obtener una aleación de oro con el paladio, y en cantidades tan reducidas como un 5% del peso blanquea considerablemente las aleaciones de oro amarillo.

En 1975 la casa Jelenko introdujo la aleación llamada Olympia ^{MR} cuya composición era de un 50% de Au y un 40% de Pd sin presencia de Ag. Esta resulto ser una excelente aleación.⁴

3.3.1 Propiedades físicas

Anteriormente se empleaban las aleaciones de oro-platino sin embargo los investigadores se dedicaron a la búsqueda de alternativas , con un precio menor y fáciles de producir, así como tener una dilatación térmica adecuada y adherirse bien a las formulas de porcelanas dentales.¹¹

Esta aleación tiene características especiales, como son la dureza, mayor punto de fusión, la formación de núcleos de cristalización para la formación de la red cristalina compacta y estable.¹¹

La formación de estos óxidos se produce tanto en la superficie y en el fondo, lo que limita la formación adecuada de la red cristalina durante el tratamiento térmico posterior.



Los óxidos son la base de los fenómenos de corrosión por la liberación de iones tóxicos potencialmente, y los fenómenos electro responsable de corrosión. La presencia de óxidos de metales en la superficie de las ligas, pero especialmente en su interior, son responsables de agrietamiento de la red cristalina. A través de estos, los procesos de corrosión se producen, lo que a su vez es responsable de la formación de un pH bajo favoreciendo el proceso de corrosión.¹⁷

Es dúctil, y tiene un punto de fusión de 1.554°C

Densidad de 12.02 g/cm²

3.3.2 Propiedades mecánicas

Posee un aceptable resistencia y un modulo de elasticidad muy alto en relación a otras a otras aleaciones.

- Tiene alta resistencia a la corrosión
- Resistencia a la tracción 92.700 psi
- Módulo de elasticidad. 16,510.000 psi.¹⁷

3.3.3 Biocompatibilidad

Los cationes de metales en las aleaciones dentales, como el paladio se liberan continuamente y se acumulan en los riñones, el hígado, tiroides, cerebro, sistema nervioso central, el paladio tiene altos niveles de densidad de corriente galvánica, en aleaciones con otros metales de mayor densidad provoca la migración extensa de él paladio a la saliva, raíces de los dientes, la mandíbula, las encías y otras partes del cuerpo el paladio se considera citotóxico debido a la destrucción y daño celular así como la alteración de la síntesis de colágeno en hueso y cartílago y disminución en la actividad enzimática.¹⁶



3.3.4 Ventajas y desventajas

Ventajas

Tiene gran resistencia a la corrosión.¹⁶

La aleación de oro-paladio aumenta la densidad, eleva la temperatura de fusión y aumenta la resistencia a la pigmentación

Tienen una resistencia a la deformación y un módulo de elasticidad elevados.¹¹

Excelente manipulación

Baja densidad

Dureza y fuerza mejorada.⁸

Desventajas

Es una aleación más porosa ya que el platino es químicamente activo y actúa como un desoxidante y reduce el contenido de oxígeno, provocando la acumulación de bacterias.⁶

Térmicamente no compatible con porcelanas de alta expansión.

Costo elevado.⁴

CAPÍTULO 4 PILARES CALCINABLES

4.1 Pilares de Polioximetileno

Es un cilindro totalmente plástico, compuesto principalmente de polímeros de origen natural y modificado de polímeros hechos artificialmente que en ocasiones contienen aditivos como fibras, pigmentos que mejoran aun más sus propiedades.

Estos elementos de polioximetileno se usan bajo las marcas comerciales, Resina Acetálica^{MR} o Lexan^{MR}.²¹

Sobre los pilares, se enceran dependiendo de las dimensiones finales establecidas y la función que vayan a desempeñar, resultando un diseño personalizado que se ajustará a las necesidades del caso clínico. Después, todo el conjunto, pilar polimérico más cera añadida, se cuele en el metal elegido, obteniendo si es para una técnica de atornillado directo o un núcleo metálico sobre el que se deposita el recubrimiento estético de forma convencional, y si es para una técnica de cementado, un pilar con forma de muñón que se conectará directamente al implante quedando como elemento intermedio entre el propio implante y la restauración.²²

Fig. 20.



Fig. 20 Utilización de un muñón calcinable sobre un implante Micro-Vent, esta ilustración muestra las diferentes fases de su utilización.¹⁹

Sin embargo algunos casos no podían ser resueltos simplemente con pilares prefabricados ya existentes tales como aquellos implantes con angulación muy acentuada, espacios protéticos inter-oclusales limitados, implantes instalados muy superficialmente que ocasionan una situación muy comprometida ya sea estética y/o funcional.

Ante el desarrollo y perfeccionamiento de técnicas con mayor dominio sobre las bases biológicas de la osteointegración, surgió la necesidad de resolver casos parciales e individuales.

Entonces, más que nunca se necesitó seleccionar e , instalar correctamente los implantes, manejo de tejidos blandos y elección de pilares, a la vez que observamos el surgimiento de una gran variedad de estos como los pilares tipo "UCLA" (Universal Castable Long Abutment) , que fue desarrollado por el Dr. John Beumer (LEWIS et al. 1998) en la Universidad de California, Los Ángeles (UCLA) se caracterizaron por su asentamiento directo en la plataforma protética del implante, o trans mucoso, pudiendo ser parcial o totalmente calcinable.²³ Fig. 21



Fig. 21 Pilares calcinables tipo UCLA.²⁵



El parcialmente calcinable fue desarrollado a partir del año 1998 (Restorative Catalog. 2000), con su base de asentamiento en oro elaborado y solamente el tubo en plástico.¹⁰

La utilización de materiales de polioximetileno en el mundo de la implantología moderna en nuestro país, tiene un campo amplio de aplicación.

Este compuesto es un tecnopolímero termoplástico de estructura cristalina sin monómeros derivados de la polimerización del formaldehído. Esta resina acetálica nos permite sustituir la resina acrílica convencional que estamos empleando actualmente, y en muchos casos las estructuras metálicas.¹¹

4.1.1 Propiedades físicas

Las propiedades de la resina quedan intactas hasta después de exponerse a un pH de 4 a 9, agentes químicos, humedad, stress cíclicos.²¹

- Temperatura de fusión: 220 °C
- Tiempo de fusión: 20 minutos
- Tiempo de calentamiento: de 20 min.
- Tiempo de enfriamiento de 20 min.
- Presión de inyección: 4 bares
- Baja conductividad térmica
- No se deforma al calor.²¹

Desgaste

La gran dureza contribuye a que las piezas moldeadas en resina acetálica posean en muchos casos mayor resistencia a la abrasión que la de otros plásticos, e inclusive que la de algunos metales.¹⁷



4.1.2 Propiedades mecánicas

Material Rígido

Bajo coeficiente de fricción.

Efecto de muelle: Gran capacidad de recuperar su estado inicial cuando se flexiona.

Alta resistencia a la abrasión.

Excelente resistencia a la tracción

Elevada memoria

Excelente estabilidad dimensional

Por su gran dureza, lisura superficial o táctil, semejante a la cera, posee excelentes propiedades de deslizamiento.²³

4.1.3 Biocompatibilidad

Presenta alta resistencia a productos químicos, además de ser inerte en el organismo, no es toxica y tampoco alérgica por consiguiente presenta un amplio grado de biocompatibilidad.²³

4.1.4 Ventajas y desventajas.

Ventajas

Nos permite confeccionar pilares completamente personalizados así como ajustarse a cada situación clínica.²³

Son utilizados para corregir divergencias existentes cuando el paralelismo de los implantes no son los óptimos para la inserción de la prótesis adecuada.²⁴ Fig. 22, 23.



Fig. 22 Modelo mostrando la posición de los implantes.²³

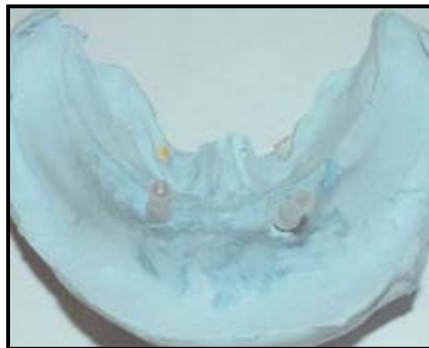


Fig.23 Pilares UCLA calcinables personalizados utilizados para compensar las divergencias observadas.²³

Resistentes al roce, por ello es adecuado para aquellas piezas que estén en movimiento.

Estabilidad en un margen amplio de temperaturas.

Presenta baja absorción de humedad y alta estabilidad dimensional permitiendo la retención de sus propiedades bajo exposición a medios húmedos por largos periodos, lo cual sugiere una baja degradación del material, sin que ocurran cambios apreciables en las propiedades físicas.²¹

Es un material estético y con una excelente estabilidad de color.²³

Desventajas

En las etapas de laboratorio, manipulaciones rutinarias podrían inducir a desajustes entre el pilar y el implante, y esto a su vez, potenciaría la aparición de problemas mecánicos y/o biológicos.²³



Por el hecho de obtenerse mediante técnicas de colado, pueden presentar desajustes por distorsiones del metal al pasar de líquido a sólido.

Las deformaciones que se pueden llegar a producir en un colado pueden llegar a los 600 μm , lo cual en la mayoría de los casos se reportan grietas en la interface de conexión, con la consiguiente infiltración y depósito bacteriano, así como el aflojamiento de los tornillos de fijación, ya que la ausencia de un apoyo estable, producirá movimientos basculantes sobre la superficie del implante.²³

En un trabajo de Arano, Gil, Lucena y Cols se determinó que los mejores resultados en pilares calcinables se produjeron colando metales como el Ti en primer lugar y metales nobles en segundo lugar (86,70% de Au), ya que su propia ductilidad y maleabilidad permiten su deformidad cuando se ajustan sobre el hombro del implante al darles el torque recomendado.¹⁰



CONCLUSIONES

Ante la creciente demanda de la implantología, que se ve involucrada en la innovación de técnicas y materiales así como la continua actualización de diversos procedimientos, surge la necesidad de contar con materiales específicos para cada situación. Los materiales utilizados en implantología deben satisfacer los requisitos mecánicos y estéticos relacionados con su utilización, pero sobre todo deben satisfacer con los requisitos de biocompatibilidad. Así como la resistencia a los fenómenos corrosivos, es decir, con un alto contenido de elementos nobles y pasivos de igual forma reducir el galvanismo bucal. En cuanto a los tejidos periodontales el impacto debe ser lo más atraumático posible para condicionar el buen estado de salud periodontal.

Es necesario certificar que los materiales utilizados han sido sometidos antes de la comercialización a una serie de evaluaciones preclínicas que los hacen seguros y apropiados para su utilización en el paciente.

En la actualidad se necesitan materiales que nos brinden estos requisitos, es por ello que el proceso de selección de pilares (abutments), involucra una serie de factores que requieren de una evaluación ordenada, con el fin de buscar resultados satisfactorios y de cumplir con los objetivos trazados en el plan de tratamiento. Por tal motivo, dicha selección debe ser considerada por el cirujano y el rehabilitador, incorporando este proceso como parte integral y como procedimiento de rutina en la planificación del tratamiento. Cuando ya está determinada la posición, angulación, el espacio interoclusal y las características del tejido blando, el procedimiento para la selección de pilares se tornará más simple; actualmente se cuenta con una gran variedad de opciones de “abutments” con los que siguiendo los criterios adecuados y basándose en un diagnóstico exhausto se pueden resolver las situaciones que se presenten; para facilitar la selección, es necesario establecer las necesidades de cada caso en particular, y de acuerdo a sus propiedades, utilizarlos de una manera más consistente.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 Hubertus S. Atlas de implantología. Barcelona. Editorial Massón, 2001. Pp. 1-3
- 2 Toledano M. Osorio R. Sánchez F. Arte y ciencia de los materiales odontológicos, Madrid. Editorial Ediciones Avances, 2003. Madrid. Pp. 65-81
- 3 Schroeder A. Sutter F. Krekeler G. Implantología Oral. Editorial Panamericana, 1993. Pp. 2-11
- 4 Humberto J. Guzmán. Biomateriales odontológicos de uso clínico 2ª Ed. Editorial. Ecoe ediciones Pp. 456-466, 689-696
- 5 Mario H Rodríguez. Fundamentos estéticos para la rehabilitación de los implantes oseointegrados. Editorial Artes medicas latinoamericanas, 2006.España Pp. 203-221
- 6 Miyashita E. Salazar A. Odontología estética el estado del arte. Editorial Artes medicas LTDA, México.2005. Pp. 275-280 591-630
- 7 Palacci P. Odontología implantológica estética manipulación del tejido blando y duro. Editorial Quintessence books, 2002.España. Pp. 203-218.
- 8 Craig R. Materiales en odontología restauradora. 10ª.Ed.Editorial Mosby. Pp. 48-37, 385-386
- 9 Zorale M .Relación microestructura-propiedades mecanicas y térmicas de compositos de circonia-alumina.Rev. Mexicana de física 2004; 50:54-56
- 10 Arano J. Fernandez P. Elección e indicación de los pilares protésicos en implantología. Editorial Artes Médicas, 2006. Pp. 176-198, 223-256
- 11 Cornelis Klein. Manual de mineralogía. 4ª. Ed. Cd. México. Editorial Reverte, 2004. Pp.371-375
- 12 Mallat Ernest. Fundamentos de estética bucal en el grupo anterior. Editorial Quintessence Books, 2001.Pp. 113-120, 220-240, 336-371
- 13 www.3MEspeMéxico.info:óxidodezirconialava™parapilaresdeimplantes



- 14 Sungtae K. Hyeong K. Monaco E. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. Journal of prosthetic dentistry 2009; 101: 226-230
- 15 Navarro C, García S. Tratado de cirugía oral y maxilofacial. Editorial Aran Ediciones. 2009. Madrid Pp. 201-210
- 16 Kenneth J, Anusavice, D.M.D., Ph.D. Ciencia de los materiales dentales 11^a ed. Editorial Elsevier Science 2004 México. Pp. 456-466, 689-696
- 17 Taylor Liman. Metals handbook properties and selection of metals. 8a. Ed. Editorial American society for metals, 2003. Pp. 1186-1190
- 18 Misch C. Contemporary Implant Dentistry. 3a. Ed. Editorial Mosby, 1993. Pp. 259-278
- 19 Marc Bert. Patrick Missika. Implantes oseointegrados. Editorial Masson. 1994. Pp 17-22, 263-296
- 20 Cova J I. Biomateriales dentales. Editorial Amolca. México 2004. Pp. 300- 333
- 21 Donald R. Askeland. Ciencia e ingeniería de los materiales 4^a Ed. Editorial Thomsón México 2004. Pp. 626-697
- 22 Evaluation of gold machined UCLA- type Abutments and CAD CAM titanium abutments with hexagonal external connection and internal connection. Journal maxillofacial implants 2008;23: 247-252
- 23 www.revistadentalprótesisprotésicosdentales.info/articuloconceptoenimplantologiamoderna.
- 24 www.nobelbiocare.com
- 25 www.astratechimplantsabutments.com
- 26 www.manavaladental.com