



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO**

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**EL COMPONENTE PROTÉSICO (ABUTMENT) PARA  
RESTAURACIONES INDIVIDUALES EN IMPLANTOLOGÍA  
BUCAL.**

**T E S I N A**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE**

**CIRUJANA DENTISTA**

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

**NOHEMÍ AMBROCIO ÁLVAREZ**

**TUTOR: DR. MANUEL DAVID PLATA OROZCO**



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.

*Quiero darle las gracias a Dios por la vida tan bonita que me ha regalarme, por todo lo que tengo, por cada día que pasa y por acompañarme en cada uno de mis actos.*

*A mi papá sabes que te adoro con todo mi corazón, quiero que sepas que tus consejos son muy valiosos para mí, ya no te voy a hacer enjar, solo comprendeme, gracias por ser mi papá y estar a mi lado siempre.*

*A la mejor mamá del mundo, especialmente a ti no tengo palabras para agradecerte todo lo que has hecho por mí, gracias por cuidarme, por siempre estar pendiente de mí, por cada momento triste, feliz, por cada triunfo y cada derrota. Sabes que siempre te llevo en mi corazón.*

*A Salvador aunque seas muy necio no pude tener un mejor hermano que tú, gracias por confiar en mí, por preocuparte y estar siempre alerta y sobre todo por estar cuando te necesito. Te quiero mucho.*

*A Jessica, mi niña preciosa te adoro, gracias por ser mi hermana, aunque no te lo diga muy seguido, me duele mucho que no estés cerca, ahora quisiera regresar el tiempo y pasar contigo cada momento porque tú eres la razón de mi alegría, eres una persona encantadora, sigue así.*

*A Andrés el bebe de la casa, es muy importante que sepas que tú llegaste a cambiar mi vida, sigue adelante que en mí siempre vas a tener una hermana que te quiere mucho y te va a apoyar en todo lo que hagas, gracias por preocuparte por mí, y por tu alegría.*

*A mis sobrinos, aunque todavía están muy chiquitos, cuando aprendan a leer esto quiero que sepan que le trajeron una enorme felicidad a mi vida, mi corazón se tuvo que estirar para que todos entraran en él, los quiero muchísimo, gracias por hacerme pasar tantos momentos de alegría, y acuérdense que son los chiquitos más hermosos del universo.*

*A Misael gracias por compartir este triunfo conmigo, por acompañarme no importando la hora que fuera, por seguir a mi lado a pesar de todo lo malo, pero sobre todo por todos los momentos buenos, por comprenderme y sobre todo por lo que me demuestras cada día.*

*A Papi y a Mami gracias por la gran ayuda que me brindaron, nunca lo voy a olvidar, por llevarme a conocer lugares tan bonitos y también por confiar en mí, no los voy a defraudar los quiero mucho.*

*A mis abuelitos Nicolás (papá) y Juana, por ser parte de mi vida, abuelito: siempre te voy a recordar con mucho cariño, abuelita eres muy importante para mí.*

*No puedo olvidar a todos mis tíos, tías, además de mis primos y primas, porque cada uno contribuye para bien en mi vida, gracias por confiar en mí, incluyendo a Fermín por su gran ayuda mil gracias.*

*A todos mis familiares, amigos, pacientes y yo espero no olvidar a nadie. Chrystian por todo y por ser una excelente amiga, espero que esto no acabe aquí muchas gracias.*

### *Una dedicatoria especial a:*

*Al Dr. Manuel David Plata Orozco le brindo mi más sincero agradecimiento por la ayuda que me brindó, ya que siempre y a pesar de todo me recibió con una sonrisa y con mucha paciencia, gracias por ser parte de este paso tan importante en mi vida.*

*A la Mtra. María Luisa Cervantes Espinosa por confiar en mí para ser parte del seminario y por guiarnos de la mejor manera durante este camino, muchas gracias.*

*A la UNAM por ser la mejor universidad formadora de grandes profesionistas, porque estoy tan agradecida porque tus puertas se me abrieron, por formarme un gran espíritu y por cada México, Pumas, Universidad Goya Goya, que agradables días.....*

*A la facultad de Odontología por cada uno de mis profesores, de los cuales me llevo grandes consejos y su enseñanza gracias por los mejores años de mi vida.*

## **INDICE**

INTRODUCCIÓN.....	6
OBJETIVO.....	8
<b>CAPÍTULO 1 GENERALIDADES</b>	
1.1 Implantes.....	9
1.2 Estructura mecánica del implante.....	9
<b>CAPÍTULO 2 EL COMPONENTE PROTÉSICO</b>	
2.1 Definición de componente protésico (abutment).....	12
2.2 Características del componente protésico (abutment).....	13
2.3 Criterios para la selección del componente protésico.....	13
2.4 Diseños del componente protésico (abutment).....	14
2.4.1 cónico (circular).....	14
2.4.2 ovalado (anatómico).....	15
2.4.3 copa (bicon).....	15
2.5 Clasificación de los componentes protésicos (abutment).....	16
<b>CAPÍTULO 3 TIPOS DE COMPONENTES PROTÉSICOS</b>	
3.1 Componente protésico prefabricado.....	17
3.1.1 Componente protésico recto.....	20
3.1.2 Componente protésico angulado.....	21
3.2 Componente protésico calcinable (UCLA).....	23
3.2.1 terminación cónica.....	25
3.2.2 terminación hexagonal.....	26
3.2.2.1 terminación hexagonal interno.....	27
3.2.2.2 terminación hexagonal externo.....	28
3.3 Componente protésico cerámico.....	30

3.4 Componente protésico provisional.....	32
---	----

#### **CAPÍTULO 4 EL COMPONENTE PROTÉSICO Y SU CONEXIÓN**

4.1 Componente protésico y su sello biológico.....	33
4.2 Unión componente protésico-implante.....	36

#### **CAPÍTULO 5 CATEGORÍAS PRINCIPALES SEGÚN EL MÉTODO POR EL CUAL SE RETIENE LA RESTAURACIÓN INDIVIDUAL**

5.1 Componente protésico para atornillar.....	38
5.1.1 indicaciones.....	40
5.1.2 ventajas.....	41
5.1.3 desventajas.....	41
5.1.4 complicaciones.....	42
5.2 Componente protésico para cementar.....	51
5.2.1 indicaciones.....	52
5.2.2 ventajas.....	52
5.2.3 desventajas.....	54
5.3 Componente protésico de una pieza para cementar.....	55
5.4 Componente protésico de dos piezas para cementar.....	55
5.4.1 indicaciones.....	56
5.4.2 ventajas.....	57
5.4.3 desventajas.....	57
5.4.4 complicaciones.....	58
5.5 Cementado provisional y definitivo.....	62

CONCLUSIONES.....	63
-------------------	----

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	65
---------------------------------	----

## INTRODUCCIÓN

En la actualidad es común hablar sobre implantes dentales como una alternativa en la terapéutica de prótesis bucal, ya que desde su incorporación a la odontología ha demostrado ser eficaz y cómodo para los pacientes que optan por este tratamiento.

El diseño de los implantes se modifica continuamente debido a las necesidades clínicas, científicas y comerciales, estas modificaciones han colaborado en el campo de la odontología para que su elección se adecue a las necesidades biológicas del paciente.

Los implantes dentales poseen una serie de componentes y cada uno de ellos está ligado al éxito de éste, por ello es necesario conocer los diferentes sistemas que conforman al implante como un conjunto. Uno de estos componentes, es el protésico (abutment), quién juega un importante papel para la rehabilitación del paciente, ya que es la interface entre el cuerpo del implante y la restauración individual.

En este trabajo describiré al componente protésico, como parte del diseño de los implantes dentales, estos aparecen en el mercado en diferentes formas geométricas, longitudes e incluso poseen características que hacen diferente su tipo de conexión con la plataforma del implante.

Un factor muy importante en cuanto a los componentes protésicos es el tipo de material con que son confeccionados ya que deben poseer ciertas características de biocompatibilidad y estética de ello dependen los resultados mejor predecibles.

Se necesita una conexión adecuada entre el cuerpo del implante y el componente protésico para asegurar un buen ajuste y evitar problemas

posteriores como son el desajuste de dicho componente, por lo que se tendrá que realizar un tratamiento posterior para la corrección de este y molestias para el paciente.

Su utilización es muy antigua, habiéndose encontrado vestigios en culturas precolombinas como los Mayas (300 a 900 d.C.) donde se encontraron conchas marinas insertadas en los alveolos a modo de implantes, presentándose indicios de regeneración ósea (según Amadeo Bobbio). En el antiguo Egipto y a principios de este siglo su desarrollo fue progresivamente mayor, pero los resultados fueron malos y su duración escasa debido a que se presentaban problemas de movilidad e infecciones (rechazo) que terminaba con indicación de la extracción del implante<sup>1</sup>.

A mediados de la década de los sesenta el Dr. Ingmar Brånemark, traumatólogo, descubrió lo que hoy se conoce como "Osteointegración" que no es más que la unión íntima del hueso al material del implante sin interfase de ningún tejido o sustancia blanda. Únicamente una fina capa de proteoglicanos mezclada con la superficie de óxido de titanio. De esta forma el implante no tendrá movilidad y por tanto al no existir ningún espacio entre implante y hueso maxilar es menos probable que asiente ninguna infección<sup>1</sup>.

La historia del sistema de Branemark puede dividirse en tres fases: la inicial de (1965-1968), la fase de desarrollo (1968-1971) y la fase de producción (1971- 1990) (Adell y cols.). El sistema en uso incluye componentes quirúrgicos y equipo de taladros, que fueron creados a principios de 1971. En enero de 1986. La clínica de Branemark para el tratamiento del implante osteointegrado fue fundada en el seno de la escuela de odontología de la Universidad de Göteborg<sup>1</sup>. El Dr. Branemark separó cada estructura del implante y su sistema incluía el componente protésico el cual basaré este trabajo de investigación<sup>1</sup>.



## **OBJETIVO**

Describir al componente protésico (abutment) para restauraciones individuales en implantología bucal.

## CAPÍTULO 1 GENERALIDADES

### 1.1 Implantes

Los implantes dentales son sustitutos de raíces artificiales para reemplazar a uno o más dientes perdidos, están fabricados con materiales biocompatibles capaces de unirse al hueso.

### 1.2 Estructura mecánica del implante

La estructura mecánica utilizada en el sistema de Branemark, dice que el implante consta de seis componentes. Fijación, tornillo de cobertura, componente protésico, tornillo del componente protésico, cilindro, tornillo<sup>1</sup> (fig. 1).

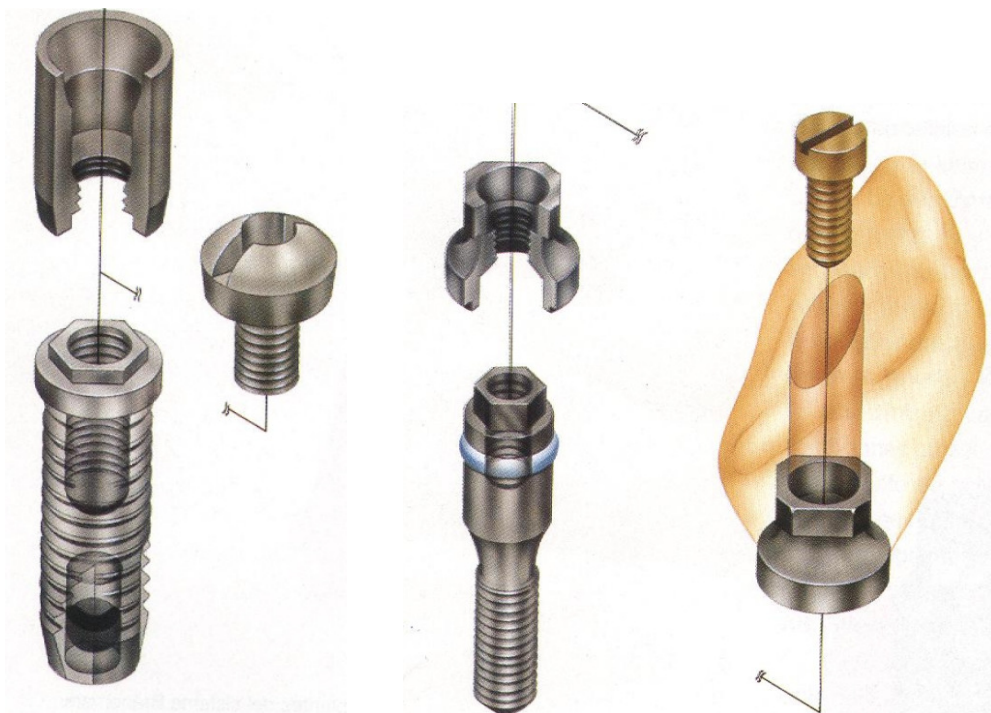


Fig. 1 sistema de implantes de Branemark<sup>1</sup>.

**La fijación** es la estructura del implante que se fija al hueso, tiene roscas en su superficie exterior y en el canal interior, en la parte superior tiene un diseño hexagonal<sup>1</sup>.

**El tornillo de cobertura** se enrosca en la parte superior de la fijación para evitar el crecimiento hacia debajo de tejido blando y duro dentro de la parte interna enroscada, actúa como un sellador en la porción coronal de la fijación y se encaja a las roscas del canal interno encima de la forma hexagonal. Éste se utiliza durante el periodo intermedio después del primer procedimiento quirúrgico y antes del segundo. El tornillo de cobertura actúa como un sellador en la porción coronal de la fijación y se encaja a las roscas del canal interno encima de la forma hexagonal y la punta roma que evita cualquier daño al tejido blando<sup>1</sup>.

**El componente protésico** es el que se conecta a través de la mucosa utilizando un tornillo de fijación, tiene una forma cilíndrica, la porción apical tiene una forma ahuecada hexagonal, diseñada para encajar en la porción coronal de la fijación de una forma precisa. El tornillo del componente protésico se inserta a través de éste y se enrosca en la fijación, tiene un anillo de silicona que actúa como sello para evitar la filtración de microorganismos a través del componente protésico a la fijación. La cabeza del tornillo de fijación tiene una forma hexagonal más reducida con roscas dentro de un canal más pequeño<sup>1</sup>.

**El cilindro** es parte integral de la restauración final, encaja en la porción coronal del componente protésico, se conecta al componente protésico con un tornillo que se inserta a través del cilindro y se enrosca a través del **tornillo** del componente protésico. Estas estructuras, al interconectarse con los tornillos se convierten en una unidad única<sup>1</sup>.

En la actualidad, la rehabilitación de los implantes dentales se clasifica por fases:

- a) Una fase: inmediata a la colocación del implante
- b) Dos fases: después de la osteointegración que se realiza de cuatro a seis meses después<sup>1</sup>.

En esta etapa de rehabilitación se realiza la colocación del componente protésico previamente seleccionado, tomando en cuenta altura tomando en cuenta la altura, estética, material con el que se va a confeccionar nuestra restauración final, y si se va a colocar una restauración cementada o atornillada, para evitar futuras complicaciones .(Fig. 2).



Fig. 2 rehabilitación del implante<sup>2</sup>.

## CAPÍTULO 2 EL COMPONENTE PROTÉSICO

### 2.1 Definición de componente protésico (abutment)

El componente protésico es la porción del implante que sostiene o retiene una restauración, que puede ser individual o múltiple<sup>3</sup>. El componente protésico se puede encontrar en la literatura con diferentes nombres como son: abutment, montura, pilar, conector, etc. (Fig. 3).



Fig. 3 componente protésico<sup>4</sup>.

Para su estudio podemos dividirlo en:

- ≈ Una porción apical que tiene una forma ahuecada hexagonal, diseñada para encajar en la porción coronal de la plataforma del implante de una forma precisa<sup>1</sup>.
- ≈ Un descanso protésico que va a estar en contacto directo con la mucosa oral<sup>5</sup>.
- ≈ Una porción apical o coronal<sup>1</sup>.

## **2.2 Características del componente protésico (abutment)**

Debe tener una fijación segura, presentar estabilidad a largo plazo, ser biocompatible, con una estética adecuada, respuesta estable con mucosa oral<sup>3, 1,6</sup>.

## **2.3 Criterios para la selección del componente protésico**

Estos criterios los debemos planear antes de la colocación del implante y en ellos debemos tomar en cuenta un espacio protésico vertical y horizontal, la inclinación, en caso necesario una buena nivelación de los implantes, la profundidad del sulcus (espacio biológico implantario), una buena estética y las posibles estrategias restauradoras<sup>1, 3, 7,6</sup>.

### **☞ Estética.**

La demanda cada vez más alta de resultados estéticos visibles por parte de pacientes y odontólogos está ganando importancia dentro de los procedimientos clínicos odontológicos, y que deben sumar ahora este componente estético a sus requerimientos técnicos y científicos. La ausencia de simetría y armonía gingival pone en riesgo el resultado estético del implante en. Sin embargo el éxito de ellos depende no sólo de la intacta integración con el hueso subyacente y de la capacidad de carga funcional, sino también de la integración armónica de la corona en el arco dental. Al fin y al cabo una total satisfacción de la intervención depende no solo de la apreciación estética por parte del paciente sino también del profesional<sup>8</sup>.

En el segmento anterior, los implantes están sujetos a los más exactos requerimientos quirúrgicos y protésicos. Lograr un resultado estético óptimo en el reemplazo de un sólo diente con un implante en la zona anterior es un proceso muy exigente y cuidadoso, ya que no es aceptable que haya déficit de hueso o de tejido blando<sup>8</sup>.

El perfil emergente juega un papel fundamental en la consecución de un resultado estéticamente aceptable. No sólo es el diseño individual de la corona sino también el contorno y el color del componente protésico, los que requieren una óptima adaptación a las condiciones odontológicas ya existentes. Se ha constatado una tendencia cada vez más creciente hacia el perfeccionamiento estético en el resultado del tratamiento. Mediante una correcta selección del componente protésico y en algunos casos mediante el diseño personalizado, se posibilitan las restauraciones estéticamente aceptables<sup>8</sup>.

## 2.4 Diseños del componente protésico (abutment).

El componente protésico se encuentra con diseño ovalado, cónico cónico de sección transversal o en copa (Bicon)<sup>9, 10</sup>.

### 2.4.1 Cónico (circular)

Se utiliza para restauraciones múltiples, sobredentaduras o supraestructuras, presenta angulaciones de entre 10° y de 30° por lo cual se pueden tallar cuando sea preciso para conseguir un correcto paralelismo, además de un buen control de la altura del margen supragingival, respetando el ancho biológico, se restauran directamente al implante (fig.5)<sup>11</sup>, pero presenta dificultad en la formación de un correcto perfil de emergencia<sup>12</sup>.



Fig. 5 componente protésico cónico<sup>11</sup>.

### 2.4.2 Ovalado (anatómico)

Daftary relató el desarrollo del sistema de componentes protésicos anatómicos por la Steri-Oss. Según el autor, el uso de este sistema sustituiría los cicatrizadores convencionales<sup>12</sup>.

Se asemeja a la forma natural del diente, son anatómicos para formar un perfil estético en el margen gingival con distintas alturas que reducen la necesidad del tallado, ofrece un ajuste perfecto, con angulaciones entre 0 y 15 y además ofrece una máxima flexibilidad (fig. 4)<sup>4</sup>.



Fig. 4 componente protésico oval<sup>4</sup>.

### 2.4.1 Copa (bicon)

Este nuevo diseño nos ofrece una conexión al implante por fricción que nos proporciona un perfecto sellado bacteriano, se apoya en hueso y encía subyacente, con la transmisión de cargas estimula los osteoblastos, además de proporcionar mayor estética de tejidos blandos. Permite trabajar la restauración fuera de boca realizando técnicas avanzadas como la cementación y pulido extra oral (fig. 6)<sup>10</sup>.

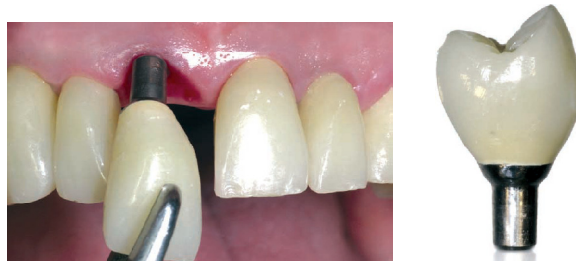


Fig. 6 componente protésico en forma de copa<sup>10</sup>.



## 2.5 Clasificación del componente protésico (abutment)

### ☒ Prefabricadas (metálicos)

- ☒ Rectos

- ☒ Angulados entre 15 a 30°

### ☒ Calcinable (UCLA)

- ☒ Terminación circular

- ☒ Terminación hexagonal

### ☒ Estéticos (alúmina, circonio)

- ☒ Prefabricados

- ☒ Elaborados. (Fig. 7).

### ☒ Provisional (plástico)



Figura 7. Componentes protésicos<sup>4</sup>.

## CAPÍTULO 3. TIPOS DE COMPONENTES PROTÉSICOS

Los diferentes tipos de componentes protésicos aparecieron en el mercado debido a la necesidad de rehabilitar la pérdida de órganos dentales unitarios, para satisfacer las condiciones biológicas, funcionales, mecánicas y estéticas exigidas para la confección de una restauración individual implanto-soportada.

### 3.1 Componente protésico prefabricado

La gran mayoría de los componentes protésicos prefabricados se comercializan con los implantes, el rehabilitador debe escoger un sistema completo, que pueda ser predecible y reproducible en el tiempo. Estos componentes protésicos presentan diferentes características, es por ello la importancia de una planeación adecuada para la rehabilitación del implante dental. Pueden ser rectos, angulados, etc<sup>8</sup>. (Fig. 8).



fig. 8 componentes protésicos prefabricados<sup>13</sup>.

#### ☞ Oro

El oro es un metal precioso, ya que se encuentran en estado libre en la naturaleza. Una de las características fundamentales es su durabilidad. Se utiliza para restauraciones libres de metal<sup>14</sup>.

## ⌘ Titanio.

El titanio se aplica en muchos campos de la odontología debido a su alta biocompatibilidad, ya que los tejidos del organismo toleran su presencia sin que se hayan observado reacciones alérgicas del sistema inmunitario, respuesta estable con el hueso, buena inserción con la mucosa<sup>15</sup>. (Fig. 9).

### ⌘ Características físicas

Entre las características físicas podemos mencionar que es de color plateado grisáceo. Lo encontramos en abundancia en la naturaleza, es reciclable, forma aleaciones con otros elementos para mejorar las prestaciones mecánicas, es muy resistente a la corrosión y oxidación y presenta poca conductividad. No es muy buen conductor del calor ni de la electricidad<sup>15</sup>.

### ⌘ Características mecánicas

Nos permite fresado químico, es maleable, permite la producción de láminas muy delgadas, es dúctil, permite la fabricación de alambre delgado, es duro, ligero y resistente, permite la fabricación de piezas por fundición y moldeo, es un material soldable. Lo que nos ofrece varias clases de tratamientos tanto termoquímicos como superficiales y puede mantener una alta memoria de su forma<sup>15</sup>.

### ⌘ Características químicas

Se encuentra en forma de óxido, en ciertos minerales y en cenizas de animales y plantas<sup>5</sup>, la resistencia a la corrosión que presenta es debida al fenómeno de pasivación que sufre (se forma un óxido que lo recubre). Es resistente a temperatura ambiente al ácido sulfúrico ( $H_2SO_4$ ) diluido y al ácido clorhídrico (HCl) diluido, así como a otros

ácidos orgánicos, también es resistente a las bases, incluso en caliente. Sin embargo se puede disolver en ácidos en caliente. Asimismo, se disuelve bien en ácido fluorhídrico (HF), o con fluoruros en ácidos. A temperaturas elevadas puede reaccionar fácilmente con el nitrógeno, el oxígeno, el hidrógeno, el boro y otros no metales. Sus iones no tienen existencia a pH básicos<sup>15</sup>.

Sin embargo numerosas investigaciones han demostrado la fiabilidad de este material a mediano y largo plazo. Tschernitschek et al. Descubrió que el titanio puede causar interacciones químico-biológicas, decoloración de tejido y reacciones alérgicas. Una investigación informo sobre los fracasos de los implantes de este material que fue el resultado de iones metálicos tóxicos liberados de la superestructura<sup>16</sup>.

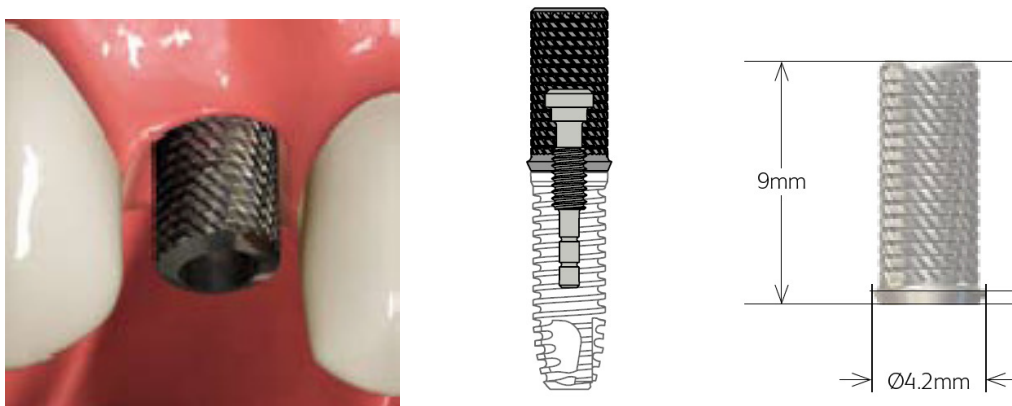


Fig. 9 componente protésico de titanio<sup>13</sup>.

### 3.1.1 Componente protésico recto

En la mayoría de las casas comerciales el componente protésico recto va incluido con el implante<sup>3</sup>. (Fig. 10).

- ⌘ Precisión: por su elaboración se adaptan al hexágono de la plataforma del implante disminuyendo la rotación<sup>3</sup>.
- ⌘ Desgaste: se puede realizar en caso de requerirlo para un adecuado paralelismo, y también se puede recortar a nivel coronal por su altura, para que no interfiera en el plano de oclusión<sup>6</sup>.
- ⌘ Descanso protésico hay de dos formas un descanso protésico corto para encía delgada y un descanso protésico alto para encía gruesa de tejido conectivo fibroso<sup>5</sup>.
- ⌘ Tiempo de trabajo cortó<sup>3</sup>.

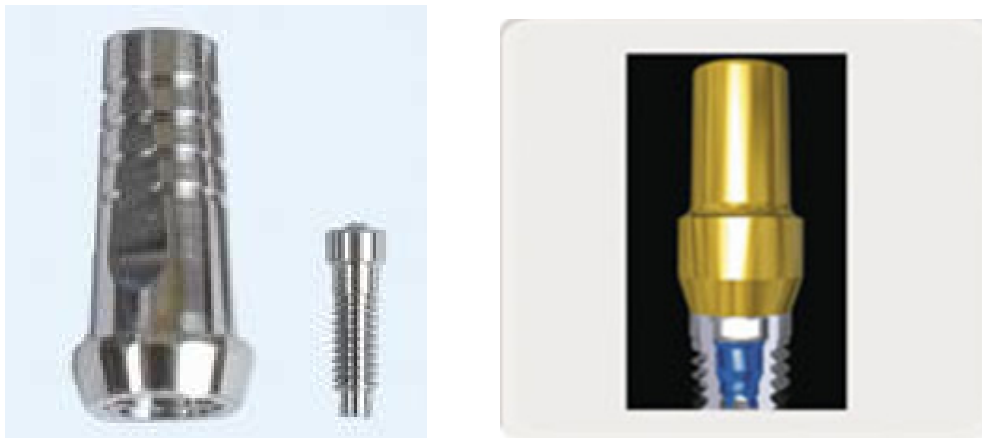


Fig. 10 componente protésico recto<sup>17</sup>.

### **3.1.2 Componente protésico angulado**

El componente protésico inclinado se utiliza para mejorar la estética o para corregir la vía de inserción del implante dental, estos componentes protésicos tienen, normalmente de 15 a 30°. Cuanto mayor sea el ángulo, existe más riesgo de fractura del componente protésico bajo las cargas no axiales. El grosor del metal en los lados del componente protésico disminuye a medida que aumenta el grado de angulación. La reducción del metal en los componentes protésicos angulados puede significar una pérdida significativa de su resistencia y debe tenerse en cuenta durante el proceso de restauración<sup>8</sup>.

Debemos tener en cuenta la mala distribución de fuerzas sobre el implante, que puede causar el fracaso es éste, y ya que transmite fuerzas oblicuas a los implantes es desfavorable para el hueso. Además facilitan el depósito de placa y engruesan la restauración en el sentido horizontal modificando la estética planificada<sup>8</sup>.

Los componentes protésicos angulados tienen, normalmente, de 15 a 30°. Cuanto mayor sea el ángulo más riesgo existe de fractura del componente protésico bajo las cargas no axiales. El grosor del metal en los lados de este disminuye a medida que aumenta el grado de angulación. Una pieza de metal de doble grosor es 16 veces más resistente. El grosor también puede impedir la preparación de mecanismos de retención, así como las ranuras de dirección. Por tanto, la reducción del metal en los componentes protésicos angulados puede significar una pérdida significativa de su resistencia y debe tenerse en cuenta durante el comienzo del proceso de restauración<sup>3</sup>.

En implantes inmediatos al realizar la extracción de dientes anteriores la dirección ideal del eje del implante no suele corresponder con la dirección del alveolo dental, de seguir la dirección radicular en la colocación del implante, obligaría al uso de componentes protésicos para el cambio de angulación<sup>18</sup>. (Fig. 11).



Fig. 11 componente protésico angulado<sup>4</sup>.

### 3.2 Componente protésico calcinable (UCLA)

El Dr. John Beumer (LEWIS et al. 1998) de la Universidad de California en Los Ángeles<sup>6</sup>, diseñó un componente protésico calcinable UCLA (Universal Castable Long Abutment) que se caracterizaron por su asentamiento directo en la plataforma del implante, pudiendo ser parcial o totalmente calcinables, diseñado para fabricación de restauraciones confeccionadas estéticas e individuales<sup>19</sup> que se unen directamente al implante<sup>20</sup>. (Fig. 12).



Fig. 12 componente protésico calcinable<sup>17</sup>.

El parcialmente calcinable fue desarrollado a partir del año 1998, con su base de asentamiento en oro elaborado y solamente el tubo en plástico<sup>19</sup>. (Fig. 13).

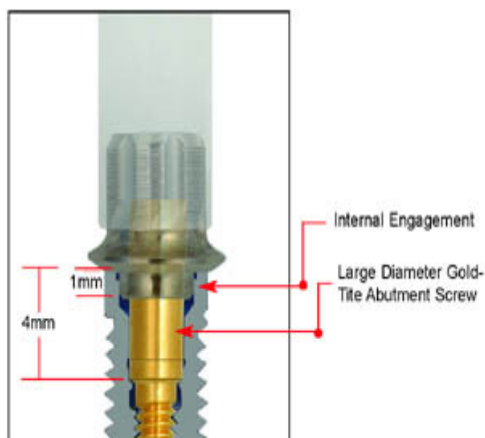


Fig. 13 componente protésico UCLA parcialmente calcinable<sup>21</sup>.



El UCLA totalmente calcinable fue concebido como un cilindro totalmente plástico que se conecta directamente al implante sobre el cual se hace un encerado, se funde, se refina, y se aplica directamente cerámica en el laboratorio. Otra técnica puede ser la de encerar y diseñar el componente protésico, corregir la divergencia observada y así confeccionar el componente protésico personalizado<sup>19</sup>.

Sin embargo algunos casos no podían ser resueltos simplemente con estos componentes protésicos prefabricados ya existentes tales como aquellos implantes con angulación muy acentuada, espacios inter-oclusales limitados, implantes colocados muy superficialmente que ocasionan una solución muy comprometida ya sea estética y/o funcional<sup>19</sup>.

El desarrollo de estos componentes protésicos, representan eficiencia y disminución de costos. A pesar de sus grandes ventajas su uso fue criticado, dado que en las etapas de laboratorio y manipulación podían provocar desajustes entre el componente protésico y el implante, y esto incrementaría los problemas mecánicos y/o biológicos tales como aflojamiento o fractura del tornillo de fijación (Binon 1996 b; Delon et. al. 1997), mayor retención de placa dentobacteriana, respuesta adversa al tejido blando y pérdida de integración<sup>19</sup>. (Fig. 14).

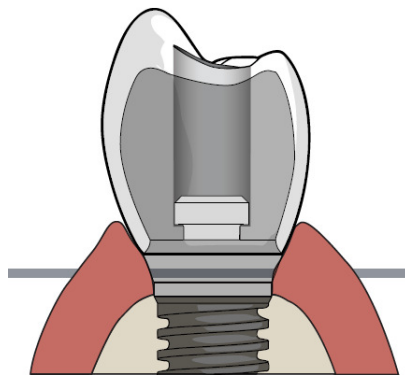


Fig. 14 restauración individual sobre  
Componente protésico UCLA<sup>13</sup>.

### ☪ **Sistemas antirrotacionales:**

Estos sistemas antirrotacionales permiten un perfecto ajuste entre el componente protésico y la plataforma del implante y así evitar la rotación de éste y por lo tanto el futuro desajuste de la restauración individual<sup>22</sup>.

#### **3.2.1 Terminación cónica**

Durante años se ha utilizado la conexión cónica para aquellas conexiones que son expuestas a cargas de importancia, es por eso que este tipo de conexión se ha utilizado con éxito en el campo de la implantología, tanto desde el punto de vista biológico como mecánico, por los excelentes resultados que ofrece, en cuanto a la transmisión de grandes fuerzas transversales, esto hace que no se transfiera ninguna fuerza significativa al tornillo de fijación<sup>22</sup>.

La conexión cónica aparte de disminuir significativamente el aflojamiento de los tornillos, consigue que se transmitan las fuerzas biomecánicas hacia una superficie mayor evitando. Al acoplarse dos superficies con fricción se evita la filtración y por lo tanto no se crean microorganismos dentro de los implantes<sup>22</sup>. (Fig. 15).

Utilizando análisis se ha demostrado que: Una interfase implante-componente protésico de tipo cónico es capaz de disminuir el estrés que sufre el lecho óseo a nivel cervical, sobre todo en fuerzas de "cizallamiento"<sup>17</sup>. Un sistema de implantes con interfase cónica puede, resistir una carga axial mayor antes que se produzca el fenómeno de reabsorción ósea por sobrecarga<sup>22</sup>.



Fig. 15 terminación cónica estético para restauraciones individuales, con márgenes subgingivales.<sup>23</sup>

### 3.2.2 Terminación hexagonal

Los tipos de conexión convencionales tipo Brånemark (hexágono) dan paso a grandes fuerzas innecesarias en la región de mayor concentración de fuerzas del lecho óseo<sup>24</sup>.

El componente protésico con terminación hexagonal (estándar) requiere la colocación precisa del hexágono de la plataforma del implante, ya que previene la rotación y puede modificarse creando una retención mecánica con un disco para material restaurador de resina. La extensión hexagonal se modifica para compensar las diferencias de altura oclusogingival cortando la longitud innecesaria. El componente protésico modificado requiere la medición de la profundidad de tejido para determinar la longitud de collar necesaria en la restauración final. Se recomienda para restauraciones individuales<sup>25</sup>. (Fig. 16).

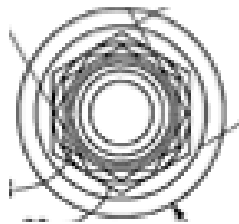


fig. 16 terminación hexagonal<sup>4</sup>.

### 3.2.2.1 Terminación hexagonal interno:

Los componentes protésicos para implantes con hexágono interno encajan dentro de la depresión hexagonal<sup>7</sup>. En un estudio de los fracasos de la conexión entre el componente protésico y el implante, la conexión interna mostró ventajas resistencia a la fractura. Logra una fuerza entre el implante y el componente protésico para reducir al mínimo cualquier movimiento<sup>7</sup>.

El sistema presenta ventajas, como: facilidad de conexión con el componente protésico, una adecuada unión con el implante, aumento de la estabilidad y antirotación debido a una zona más amplia de la conexión y es el más adecuado para las restauraciones, mayor resistencia a cargas laterales debido al menor centro de rotación y una mejor distribución de la fuerza del estrés en la carga horizontal, al igual que ayuda a disipar las fuerzas verticales de la instalación fija<sup>26</sup>.

Sus desventajas son: fijación delgada de la pared lateral en la parte de conexión y dificultad en el ajuste de las divergencias<sup>26</sup>. (Fig. 17).

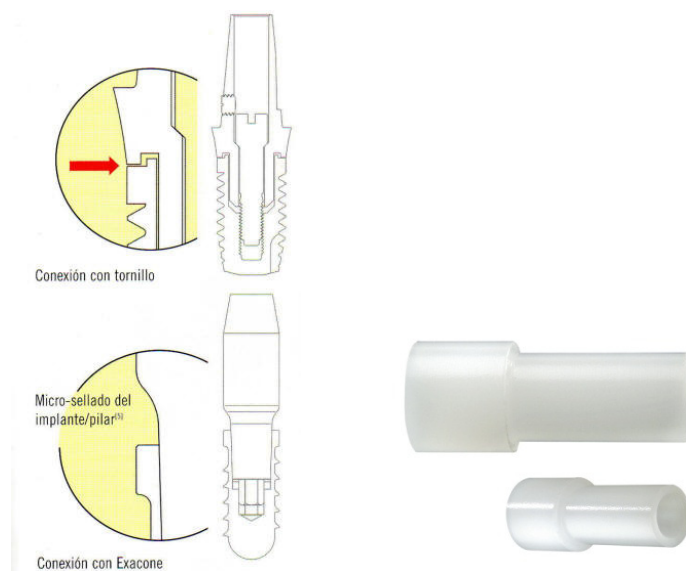


Fig. 17 terminación hexagonal interna<sup>21</sup>.

### 3.2.2.2 Terminación hexagonal externo:

Los componentes protésicos para implantes con hexágono externo asientan sobre los implantes<sup>7</sup>.

Este sistema presenta **ventajas** tales como: adecuada para el método de dos fases, un mecanismo contra la rotación y recuperación, y la compatibilidad entre diferentes sistemas<sup>27</sup>.

Las restauraciones atornilladas con conexiones de tipo hexágono externo presentan **desventajas** como su debilidad desde el punto de vista mecánico y desde el punto de vista biológico, ya que permiten la colonización por parte de microorganismos además de productos de corrosión<sup>26</sup>. Además de micro-movimientos debido al tamaño de la tuerca hexagonal, mayor centro de rotación que lleva a reducir la resistencia de los movimientos laterales y de giro y un déficit a la resorción ósea. Las razones de estos resultados puede ser una falta de precisión de la terminación hexagonal, dando lugar a la posibilidad de rotación horizontal, y a una mayor cantidad de tensión<sup>27</sup>. (Fig. 18).

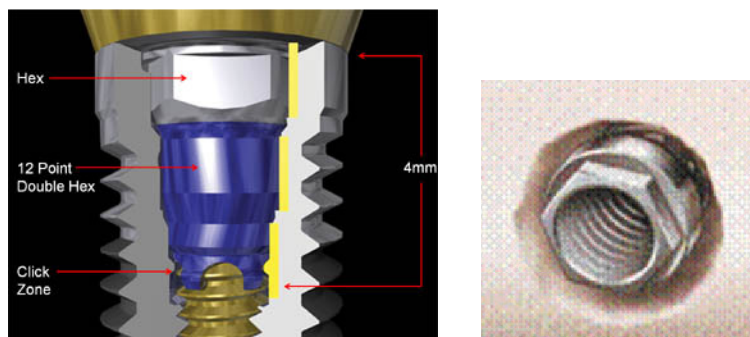


Fig. 18 terminación hexagonal externo<sup>25</sup>.

### **≈ Octágono, dodecágono**

Este tipo de sistemas se usan con poca frecuencia, y se basan únicamente en las indicaciones del fabricante, en la fase protésica de los implantes dentales individuales, el diseño con octágono sólo puede ser ajustado con la llave especial de 35 N<sup>23</sup>.

Khraisat et al. En 2002 realizaron un estudio comparando los sistemas de implantes con terminación octagonal de conexión interna mostrando factores como resistencia a la fractura y resistencia a la fatiga<sup>27</sup>.

### 3.3 Componente protésico cerámico

Estos componentes cerámicos se introdujeron en el año de 1990. Abrahamson et al. Mostraron que estos aditamentos proporcionaban buena inserción de la mucosa<sup>28</sup>. Estos componentes protésicos tienen un excelente potencial estético, ofrecen biocompatibilidad, respuesta estable con el hueso, estabilidad a largo plazo, bajo potencial de corrosión y baja conductividad térmica<sup>16</sup>.

Los componentes protésicos de cerámica se encuentran disponibles en prefabricados o en formas personalizadas y pueden ser preparados en el laboratorio dental, ya sea por el técnico o por la utilización con ayuda de computadoras diseño de técnicas de fabricación asistida por ordenador<sup>29</sup>.

Inicialmente se ofrecían en un tamaño y estaban hechos de dióxido de aluminio ( $Al_2O_3$ ). Recientemente el material de elección es el dióxido de circonio (compuesto químicamente de Itrio estabilizado  $Y_2O_3$ ), es un material altamente biocompatible, que posee propiedades de resistencia a la fractura. Un estudio in vitro mostró que acumulaba menos bacterias en su superficie<sup>18</sup>. Los componentes protésicos de cerámica se limita a la fabricación de una restauración individual. Este componente protésico lo podemos tallar corrigiendo la mala orientación del implante<sup>30</sup>. (Fig. 19).



Fig. 19 Componente protésico estético<sup>31</sup>.

## ☪ Alúmina

Estas cerámicas de alta resistencia han mejorado propiedades mecánicas. La alúmina tiene una gran flexión de 400 Mpa, una resistencia a la fractura de entre 5 y 6 Mpa y un módulo de elasticidad de 350 Gpa. Proporciona ciertas ventajas estéticas, es más fácil de preparar, lo que ahorra tiempo durante la preparación definitiva que es normalmente intraoral<sup>16</sup>.

Su desventaja es que son radiopacos en el examen radiográfico y tienen escasa resistencia a la fractura por su fragilidad y envejecimiento a largo plazo<sup>16</sup>. (Fig. 20).

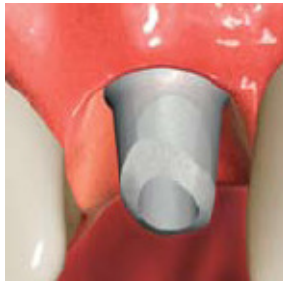


Fig. 20 componente protésico de alúmina<sup>13</sup>.

## ☪ Circonio

El circonio presenta flexión, resistencia a la fractura, y un módulo de elasticidad. Esto es por su microestructura que tiene una mayor densidad, menor tamaño de partícula y un mecanismo polimórfico<sup>16</sup>.

Su desventaja es que son sensibles a los cambios de humedad y temperatura<sup>16</sup>. (Fig. 21).



Fig. 21 componente protésico de circonio<sup>4</sup>.



### 3.4 Componente protésico provisional

Kan y Rungcharassaeng afirmaron que el uso de un componente protésico y una restauración provisional colocada inmediatamente a la colocación del implante, facilitaba el mantenimiento del contorno gingival con una óptima estética, además de que elimina la necesidad de una prótesis provisional removible durante la fase de cicatrización. Estos autores plantean que la fase de la prótesis definitiva debe ser después de un período de osteointegración de 6 meses, durante el cual la restauración provisional debía quedar completamente sin carga funcional, solo manteniendo el contorno y el perfil de emergencia ideal de los tejidos blandos<sup>12</sup>.

Se atornillan directamente al implante, y nos servirán para proporcionar una carga progresiva, lo que facilita o mejora la redistribución ósea y la aparición de líneas de condensación y refuerzo, nos ayuda a remodelar la encía y las papilas por tener una acción de férula de cicatrización o mientras realicemos maniobras quirúrgicas<sup>12</sup>. (Fig. 9).

Tener una restauración fija provisional por un periodo anterior al de la restauración definitiva, nos provee una precarga para aumentar la oseointegración, según lo indicado por Rotter y col<sup>3</sup>.



Fig. 9 componente protésico provisional<sup>13</sup>.

## **CAPÍTULO 4 COMPONENTE PROTÉSICO Y SU CONEXIÓN**

El componente protésico al ser el responsable de la unión con el implante, con la restauración individual y con la mucosa, debe poseer ciertas características que lo hagan compatible con estas estructuras, y a continuación se presentan los métodos principales de unión.

### **4.1 El componente protésico y su sello biológico**

El factor principal de la remodelación del hueso crestal es un importante fenómeno que se produce alrededor de los implantes, y se denomina ancho biológico, esto es, el sello natural que se forma alrededor de cualquier objeto que sobresale del hueso y a través del tejido en el entorno oral. Alrededor de los dientes naturales sanos, el ancho biológico consiste en aproximadamente 1 mm de tejido conjuntivo y 1 mm de epitelio. Sobre estas dos capas de tejido hay una profundidad de surco de al menos 1 mm. El término ancho biológico se refiere a la inserción fisiológica constituida por el tejido conjuntivo y el epitelio, esto es, aproximadamente 2 mm. Cuando los implantes se colocan inicialmente en el interior del hueso y se cubren a continuación con una capa adecuada de tejido blando (cirugía de primera fase), normalmente hay poca o ninguna reabsorción del hueso crestal. Cuando el implante se deja al descubierto (en la cirugía de segunda fase) y se conecta a un componente protésico, el organismo reacciona en el proceso de creación del ancho biológico<sup>32</sup>.

Los tejidos gingivales cicatrizan alrededor de componentes protésicos de titanio, de oro y de cerámica de una manera similar, permitiendo una unión epitelial larga en la porción más coronal y una inserción de tejido conectivo entre 1 y 1.5mm en la parte más apical del componente protésico, por lo tanto debe ser pulido ya que es la zona destinada a ocupar el espacio biológico, es decir la zona fibrointegrable<sup>5</sup>.

Para lograr un sello biológico estable se debe tener una superficie de 3mm de la longitud en dirección apico-coronal a nivel supracrestal<sup>33</sup>. El cual permanece estable si se mantiene un adecuado control de higiene oral mecánica y química<sup>34</sup>. (Fig. 23).



Fig. 23 el componente protésico y su sello biológico<sup>36</sup>.

Los componentes protésicos de diámetro menor colocados sobre implantes de diámetro mayor puede demostrar la posibilidad de conservar el hueso crestal y reducir la angulación de cualquier pérdida ósea<sup>34</sup>. (Fig. 24).



Fig. 24 componente protésico de diámetro menor<sup>34</sup>.

La mucosa peri-implantaria posee un epitelio oral escamoso estratificado, un epitelio de unión no queratinizado, que ocupa una superficie de aproximadamente 2mm y la adhesión de tejido conectivo de aproximadamente 1 mm, y comunicación con el tejido conectivo blando y componentes vasculares<sup>35</sup>.

Saadoun y colaboradores analizaron la selección y posición ideal del implante para proporcionar estética a los tejidos blandos, llegando a la conclusión de que para un completo resultado estético, se debían tener en cuenta algunos factores como:

- ✎ Tipo de la sonrisa del paciente (alto, medio o bajo).
- ✎ Perfil periodontal adyacente (cualidad y cantidad de mucosa queratinizada).
- ✎ Previsión de forma, posición y tipo de restauración (cementada o atornillada)<sup>12</sup>.

Para la expansión de los tejidos blandos era necesaria la colocación de un componente protésico de pequeña altura, y de una restauración provisional que serían modificados hasta que se consiguiera una estética óptima, que ocurriría aproximadamente a los 6 meses. Ya que existe una pérdida gingival de 0,75 mm a los 6 meses, y de 0,90 mm en el primer año posterior a la colocación del componente protésico. Los efectos de esta pérdida serían minimizados con la espera por 6 meses para el comienzo de un tratamiento restaurador definitivo<sup>12</sup>.

## 4.2 Unión componente protésico- implante

Casi todos los componentes protésicos se atornillan a los implantes<sup>23</sup>, debido a que tiene una superficie reducida, así como un diámetro y una longitud pequeña<sup>3</sup>. La unión entre el componente protésico y el implante se da a través de la plataforma del último mediante las diferentes terminaciones.

El contacto entre el componente protésico y la plataforma de implante es un factor clave, ya que reduce la carga sobre el tornillo del componente protésico, lo que justifica una alta eficiencia de estas terminaciones. La interfase entre el implante y el componente protésico ha sido calificada como un factor significativo en la transferencia de estrés, los posibles efectos biológicos y las complicaciones en la rehabilitación de un implante dental<sup>33</sup>.

Entre las complicaciones **biológicas** podemos mencionar un aumento de la carga de transferencia del hueso, y la presencia de inflamación de la mucosa debido al desarrollo de la microflora en la interfase entre el implante y el componente protésico, con la consiguiente pérdida de masa ósea, además de la formación de fístulas<sup>33</sup>.

En cuanto a las complicaciones **mecánicas**: que se manifiestan con el aflojamiento del tornillo, la fractura del implante y la ruptura de la estructura metálica y el material utilizado para la restauración<sup>32</sup>, causado por la inadaptación entre implante y el componente protésico; la compresión y tracción de cargas<sup>33</sup>.

La falta de **adaptación pasiva** de la restauración sobre los implantes constituye un factor de riesgo no solamente para el implante sino para los componentes protésicos y la interfase implante-hueso. La inspección radiográfica y clínica no debe mostrar espacios o signos de movimiento entre los implantes y los componentes protésicos<sup>37</sup>. (Fig. 25).

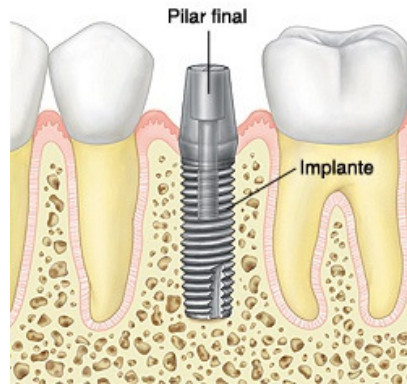


Fig. 25 unión componente protésico- implante<sup>38</sup>.

## **CAPÍTULO 5 CATEGORÍAS PRINCIPALES SEGÚN EL MÉTODO POR EL CUAL SE RETIENE LA RESTAURACIÓN INDIVIDUAL.**

La restauración individual definitiva puede ser cementada o atornillada, dependen de la preferencia del protésista y de la posición del implante, esto se debe seleccionar antes de la colocación del implante y se deben tomar en cuenta los siguientes aspectos para un buen resultado, tanto estético como funcional a corto y largo plazo como: el ajuste pasivo, la oclusión, las características anatómicas (edad del paciente, sexo y raza), estética de la restauración (color textura, translucidez, fluorescencia), localización del implante, anatomía de la zona más apical de la corona (vestibular en contacto con la encía) y la ubicación del punto de contacto respecto al hueso<sup>3</sup>.

### **5.1 Componente protésico para atornillar**

Este componente protésico emplea un tornillo de cobertura higiénica para fijar la restauración. Se utiliza si el acceso al tornillo es favorable (al eje mayor del implante y la plataforma), ya que la dirección es la misma que la del implante<sup>3</sup>. (Fig. 26).

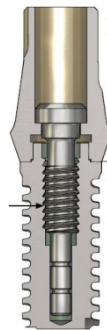


Fig. 26 componente protésico para atornillar<sup>13</sup>.

El tornillo del componente protésico se inserta a través de este y se enrosca en la fijación para conectar ambos componentes. Este tornillo tiene un anillo

de silicona que evita la penetración de microorganismos a través del componente protésico a la fijación. La cabeza del tornillo del componente protésico tiene una forma hexagonal más reducida con roscas dentro de un canal más pequeño<sup>3</sup>. (Fig. 27).



Fig. 27 inserción del tornillo del componente protésico<sup>39</sup>.

### ج Características

Deben tener un **ajuste pasivo** para lograrlo se requieren fuerzas compresivas significativas con una torsión de 10 a 30 N/cm (en la literatura se menciona que la fuerza debe de ser de 32 N/cm)<sup>40</sup>, ya que las restauraciones atornilladas pueden generar tensiones permanentes sobre los implantes, que puede ocasionar fracturas y hasta su extracción, esta tensión no nos permite un ajuste totalmente pasivo<sup>3</sup>. durante el proceso de fabricación de una restauración, un componente protésico retenido mediante atornillado se puede aflojar una o dos vueltas entre cada cita. Si no se corrige este aflojamiento durante la colocación de la restauración no quedará pasivo<sup>24</sup>.

Una **carga axial** que ligada a los tornillos oclusales que normalmente se encuentran en una localización ideal (a lo largo del eje mayor del implante) para los contactos oclusales principales. Por tanto para dirigir las cargas



sobre el eje mayor del cuerpo del implante en una restauración atornillada, se realizan ajustes oclusales<sup>3</sup>.

En la restauración atornillada el hueco de acceso al tornillo se recubre con resina compuesta. Para recuperar una restauración atornillada se debe eliminar esta obturación oclusal y el algodón (gutapercha, cavit etc.) que está introducido bajo esta, y se desatornillan los tornillos de cierre. Una vez que la restauración se coloca, los tornillos pueden requerir su recambio o su reatornillado; en cada caso los huecos a los accesos deben ser restaurados de nuevo, lo que representa un consumo de tiempo considerable<sup>41</sup>.

Un tornillo de la restauración que se afloja puede significar la protección del implante que está bajo esa corona desajustada. Las cargas aumentadas pueden conllevar la pérdida de implantes, la fractura de los componentes o la pérdida ósea<sup>42</sup>. En un estudio de implantes unitarios se observó un 65% de aflojamiento de los tornillos durante un periodo postoperatorio de 3 años<sup>42</sup>.

### 5.1.1 Indicaciones

Cuando el espacio para la restauración sea más pequeño, producido por un espacio limitado en la altura de la corona, y la dirección del implante hacia palatino<sup>43</sup>.

Los implantes anteriores superiores se deben colocar en posición más lingual debido a que el hueco del tornillo se localiza en la zona del cíngulo, esto conlleva a un compromiso estético<sup>43</sup>.

Se recomiendan en restauraciones parciales y rehabilitaciones totales, dada la facilidad de retirarla si hubiera cualquier problema posterior<sup>44</sup>.

Se utiliza en espacio limitado o insuficiente retención y resistencia de la forma del componente protésico<sup>3</sup>. También se desarrolló como una solución a la interferencia del canal de la rosca de acceso con el borde incisal, proporcionando, más opciones durante la selección del eje del implante<sup>44</sup>.

### 5.1.2 Ventajas

La principal ventaja de una restauración atornillada es su retención cuando existe poco espacio interoclusal, la posibilidad de retiro, mantenimiento y de reatornillado en caso de aflojamiento, principalmente en restauraciones individuales, además de presentar un asentamiento pasivo de la restauración<sup>44,37</sup>.

### 5.1.3 Desventajas

Comprometen la **estética oclusal**, por lo que requieren su reconstrucción con resinas compuestas, pero en se ha observado que existe filtración de fluidos en componentes protésicos atornillados de oro o de titanio<sup>45</sup>. En el caso de sectores anteriores la anatomía de ambos maxilares condiciona el eje de inserción del implante al permitir la utilización de la restauración atornillada directa, pues el tornillo de fijación debería introducirse por la cara vestibular con el compromiso estético consecuente provocando además que en las restauraciones posteriores atornilladas coexistan dos materiales con distintas propiedades físicas: por ejemplo cerámica y composite. (Fig. 28). En molares el composite que obtura el acceso al tornillo oclusal de la restauración atornillada coincide, muchas veces, con la cúspide de trabajo del molar antagonista por lo que, con el tiempo, podemos observar alteraciones oclusales localizadas<sup>37</sup>.



Fig. 28 compromiso estético en una restauración atornillada<sup>22</sup>.

#### 5.1.4 Complicaciones

Las complicaciones más frecuentes puede ser la fractura del material oclusal, ya que los huecos de los tornillos pueden aumentar la concentración de estrés sobre el material restaurador y, con gran frecuencia, favorece la pérdida de soporte del material restaurador. Una vez que se produce la fractura del material, la zona reparada tiene menos resistencia que la original, por lo que son frecuentes las fracturas recurrentes<sup>3, 22</sup>.

En las restauraciones atornilladas, se ha establecido que la mayor posibilidad de aflojamiento ocurre en las siguientes situaciones clínicas: coronas individuales, coronas en el sector posterior, inadecuada relación corona-implante, contactos oclusales excesivos durante los movimientos laterales y cúspides altas y fosas profundas<sup>3, 28</sup>. Las posibles soluciones a las complicaciones anteriores pueden estar relacionadas con los siguientes aspectos<sup>3</sup>:

- ✎ Dirigir los contactos interoclusales al centro de la restauración, evitar los contactos excesivos en el lado de trabajo y de balance y realizando correcciones de color y forma del material de la restauración<sup>3</sup>.

En un estudio realizado por Rangert et al. 1989; Burguete et al. 1994; Haack et al. 1995). Mostrarán que la hipótesis del fracaso de la fatiga de la conexión entre el implante y el componente protésico es la falta de fuerza o de forma ajustada al cierre de la conexión. La razón fundamental de este aflojamiento es la pérdida de precarga en los tornillos de fijación y la consiguiente fatiga o desenroscando el tornillo<sup>26</sup>.

Las causas de aflojamiento de los tornillos pueden ser causadas por fuerzas como son interferencias oclusales, parafunción (bruxismo), altura de la corona, dinámica masticatoria, cargas no axiales, dimensiones, diseño, precarga, fatiga de los materiales y su naturaleza<sup>3, 37</sup>.

Los métodos para disminuir el aflojamiento de los tornillos son:

- ✎ **selección de los pacientes** en ellos debemos evaluar y minimizar la parafunción<sup>37</sup>.
- ✎ **Los Implantes**, deben tener una dirección adecuada, además de una estructura metálica precisa, y un esquema oclusal apropiado<sup>3</sup>.
- ✎ En el **componente protésico** se valora la superficie, el uso del desatornillador mecánico y un ajuste correcto<sup>3</sup>.
- ✎ Referente **al tornillo de fijación**, es su diseño, su localización, la precarga, debido a que los tornillos son planos inclinados lo cual causa una vibración constante que origina el desatornillado<sup>3</sup>.

Los **factores de fuerza** externa que se ejerce sobre la unión atornillada aumenta en gran medida el riesgo de aflojamiento del tornillo, estas fuerzas se pueden denominar fuerzas de separación de la unión, que también pueden causar la pérdida del hueso de la cresta y la fractura de los componentes. Estas fuerzas externas son derivadas de: parafunción, altura de la corona, de la dinámica masticatoria y de la longitud del voladizo (cargas no axiales), estos factores pueden aumentar de forma drástica la tensión generada sobre el implante y sobre la unión atornillada<sup>26</sup>.

Las fuerzas externas que se aplican en el sistema de unión constituye el factor más importante que puede determinar la disminución de la frecuencia del aflojamiento de los tornillos. Boggan et al, demostró que la fuerza sobre el tornillo se relaciona en forma directa con la altura de la corona (es un

voladizo en dirección vertical que amplifica la fuerza sobre el tornillo del componente protésico por ejemplo pacientes con enfermedad periodontal que presentan una gran altura de la corona por la pérdida de hueso tienen mayor riesgo de sufrir aflojamiento del tornillo del componente protésico<sup>3</sup>.

Existen diversas variables que pueden condicionar el éxito de la restauración individual sobre un implante. Una de ellas y lamentablemente poco estudiada, es la comprensión de los fenómenos mecánicos, que ocurren durante la aplicación de torque en los tornillos de fijación de los componentes protésicos<sup>40</sup>.

### **≈ Fenómenos mecánicos**

La aplicación de torque sobre los tornillos de fijación, inducen tensiones dentro de la estructura del tornillo, fenómeno que es conocido como precarga. Esta precarga es responsable del mantenimiento de la unión entre el componente protésico y la plataforma del implante, sin embargo, la estabilidad de esta unión entre ambas superficies, puede ser alterada por diversos factores tales como: el diseño de la restauración o del tornillo de fijación, mala adaptación de componente protésico y sedimentación de las superficies micro-rugosas y carga excesiva. También la carga insuficiente, son las causas de la pérdida de la precarga inicial, lo que desencadena la soltura de la interfase componente protésico y plataforma del implante, llevándonos al fracaso de la restauración implanto-soportada<sup>40</sup>.

Es importante mencionar que la precarga del tornillo de fijación es equivalente en magnitud a la fuerza de apretamiento (torque), generada por dispositivos conocidos como torquímetros manuales o electrónicos, siendo estos los recomendados para apretar los tornillos de fijación y no el uso de llaves digitales. Debemos inclusive mencionar que, debe ser usado el protocolo de re-apretamiento después de 10 minutos de la aplicación de

torque inicial sobre el tornillo de fijación, para así minimizar el efecto de sedimentación, fenómeno que reduce la precarga sobre el tornillo de fijación debido a que los tornillos son planos inclinados y la vibración constante origina el desatornillado<sup>40</sup>.

Siendo así, la aplicación de un torque adecuado como se menciona en la literatura por Goheen que mejora la interfase componente protésico-plataforma del implante, pues el uso de llaves digitales (sin torquímetro) generan variaciones para mas o para menos en la fuerza necesaria para la estabilización del tornillo de fijación<sup>40</sup>.

Los métodos que limitan este aflojamiento son la precarga y diseño del tornillo, su localización, disminución de los momentos de fuerza, uso de una llave dinamométrica, una estructura metálica precisa, el ajuste correcto de los componentes, diseño oclusal adecuado, un número suficiente de implantes y rechazar pacientes que presentan parafunción<sup>40</sup>.

### **⌘ Fuerzas fisiológicas**

La conexión entre la restauración individual y el componente protésico se ve afectada por diversas fuerzas fisiológicas y necesarias, como es el hecho de cortar y triturar los alimentos. Por ello la causa del fracaso por fatiga en la conexión entre el componente protésico y el implante es la falta de fuerza o el ajuste de la conexión. La razón fundamental para el aflojamiento del componente protésico y el implante es la pérdida de precarga en los tornillos del componente protésico y por lo tanto la fatiga o desenroscado del tornillo<sup>40</sup>.

Existen algunas razones que indican la remoción de las restauraciones sobre los implantes, entre las cuales se pueden mencionar la pérdida ósea alrededor del implante, el sangrado, la infección de los tejidos circundantes, la

facilidad de limpieza por parte del paciente (nichos proximales adecuados), la corrección de los contornos coronarios, la reparación de la porcelana fracturada, el cambio de color de la restauración y el apretamiento o la reposición del tornillo de fijación flojo o fracturado, descementado de la restauración y la fractura en los materiales oclusales. Otro factor es la **Tensión**: causada por sobrecarga y restauraciones retenidas en forma parcial que han pasado desapercibidas<sup>40</sup>.

### ⌘ **Mecánica del tornillo**

Las fuerzas rotacionales que se aplican sobre un tornillo se denominan torsión y se miden en newtons por centímetro, la torsión aplicada al tornillo de fijación sobre las espiras y la cabeza, afecta a las fuerzas de compresión sobre el componente protésico. La torsión también da lugar a fuerzas de tracción en el interior de la rosca. Una torsión demasiado pequeña conlleva unas fuerzas de ajuste leves que favorecen el riesgo de aflojamiento, una torsión demasiado grande puede provocar la fractura del tornillo<sup>3</sup>. Por esta razón se utiliza el torquímetro, teniendo en cuenta que el apretamiento digital (manual) alcanza los 10 ó 12 Ncm y el apretamiento mecánico (torquímetro) de los 20 a 35 Ncm<sup>11</sup>.

⌘ La precarga es la carga inicial que se produce cuando se aplica una torsión, y genera la elongación del tornillo. La precarga somete al tornillo a tracción y conlleva unas fuerzas de sobreajuste entre las distintas partes del implante. Las fuerzas de ajuste del tornillo es uno de los puntos fundamentales para obtener su fijación a largo plazo. La fuerza de unión se mejora mucho más por el incremento de las fuerzas de ajuste que por cualquier otra característica propia del tornillo. La fuerza de ajuste es directamente proporcional a la fuerza que se emplea para apretar el tornillo<sup>3, 40</sup>.

El propósito del apretamiento de un tornillo mediante el empleo de una tensión de precarga es aumentar la resistencia a la fatiga del tornillo de fijación a la vez que se provee una resistencia satisfactoria al aflojamiento. La precarga puede verse afectada por seis factores **1) la magnitud de la torsión, 2) el diseño de la cabeza del tornillo, 3) el diseño y el número de las espiras de la rosca, 4) la composición del metal, 5) la superficie 6) el diámetro del tornillo**<sup>3</sup>.

⌘ La magnitud de la precarga se relaciona de forma directa con la fuerza de ajuste. La deformación del tornillo, al igual que con la cantidad de torsión a mayor fuerza, mayor deformación plástica o permanente o un cambio permanente en el material a partir del cual el tornillo no se puede recuperar, en ese momento la fuerza adicional provoca una fractura. La cantidad de torsión de la precarga se estima que debe ser el 75% del valor para alcanzar la deformación permanente, lo cual permite un margen de seguridad para la unión roscada<sup>3, 40</sup>.

⌘ El número y diseño de las roscas también son factores fundamentales que influyen en el riesgo de aflojamiento de los tornillos. El diseño que los fabricantes de implantes han empleado comúnmente para los tornillos de un componente protésico tienen forma de V con 30% de angulación. Este diseño de fijación permite que la torsión de precarga aplicada sobre el tornillo ayude a fijar los componentes metálicos<sup>3</sup>.



Sin embargo el diseño de este tornillo hace que la torsión se transmita solo a las primeras roscas, por ello en la utilización de este tornillo el número de roscas no debe ser mayor de dos veces el diámetro del tornillo, por ello la mayoría de los fabricantes ofrecen unos diseños del componente protésico con muy poca rosca, el diseño más común de la cabeza del tornillo es la forma plana, de cuello largo y son seis vueltas de la rosca, lo que permite la elongación óptima<sup>3</sup>.(Fig. 29).



Fig. 29 número y diseño de las roscas del tornillo<sup>13</sup>.

⌘ La composición del material del tornillo se considera un factor primordial que aumenta el rendimiento del mismo. Esta composición puede influir con la cantidad de precarga necesaria antes de que se produzca la fractura<sup>3, 40</sup>.

La elongación del metal se relaciona con el módulo elástico que depende de la naturaleza del material, su anchura, su diseño y la cantidad de tensión aplicada por su superficie. Los tornillos dorados tienen una elongación mayor, aunque tienen un bajo límite elástico en comparación con los tornillos realizados en aleaciones de titanio; estas tienen 4 veces más resistencia a la fractura por torsión<sup>3, 12</sup>.

- ⌘ La superficie del tornillo defiende que las superficies rugosas mejoran la resistencia (fricción) en la unión roscada y reducen el riesgo de aflojamiento<sup>3</sup>.
- ⌘ El diámetro del tornillo, puede afectar a la precarga que se puede aplicar al sistema antes de sufrir deformación, a mayor diámetro mayor precarga y mayor fuerza de ajuste de la unión roscada<sup>3, 34</sup>.

Los factores que afectan a la unión del tornillo de fijación que están mencionados en la literatura son:

#### ⌘ Altura del hexagono

Se relaciona de manera directa con cualquier fuerza que se aplica al tornillo del componente protésico que tenga una carga lateral, esta fuerza lateral sobre la corona genera una fuerza de inclinación que se concentra en el tornillo de fijación. Para que la altura del hexágono esté por encima del arco de la fuerza de inclinación debe ser de mayor longitud, ya que la fuerza se dirige directamente hacia el tornillo del componente protésico y aumenta la posibilidad de aflojamiento<sup>3,12</sup>.

#### ⌘ Diametro de la plataforma

El diametro de la plataforma permite el asentamiento del componente protésico en el modulo de la cresta del implante, adyacente al hexagono antirrotacional (interno o externo). La plataforma mas estrecha y la presencia de un punto de fulcro más corto lo hace mas vulnerable a las fuerzas de inclinación. Cuanto mayor sea el diámetro, menos fuerza se transmite al tornillo del componente protésico. Por ello, los implantes de un diametro mas

grande con unas plataformas más anchas disminuyen la fuerza aplicada sobre los tornillos del componente protésico<sup>3,34</sup>.(Fig. 30).

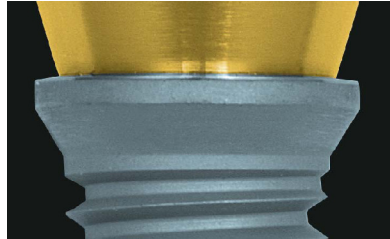


Fig. 30 diametro de la plataforma del implante permite el asentamiento del componente protésico<sup>44</sup>.

#### ⌘ Desajustes de los componentes

La incidencia de aflojamiento de los tornillos depende también del sistema de implantes y de la restauración individual. Cuando las conexiones entre el implante y el componente protésico estén desajustadas se generan tensiones inadecuadas sobre el tornillo que los mantiene unidos<sup>3</sup>.

El acoplamiento describe el efecto de desgaste entre dos partes que se van acelerando. Al cabo del tiempo, los micromovimientos provocan desgaste de estas irregularidades, por lo que las diferentes partes encajan de forma más íntima. Sin embargo, este asentamiento hace que se relaje el tornillo, por lo que es más fácil que se produzca el aflojamiento. Para disminuir este acoplamiento, se emplea una cofia mecanizada que permite ajustar aún más el componente protésico al implante<sup>3</sup>. (Fig. 31).

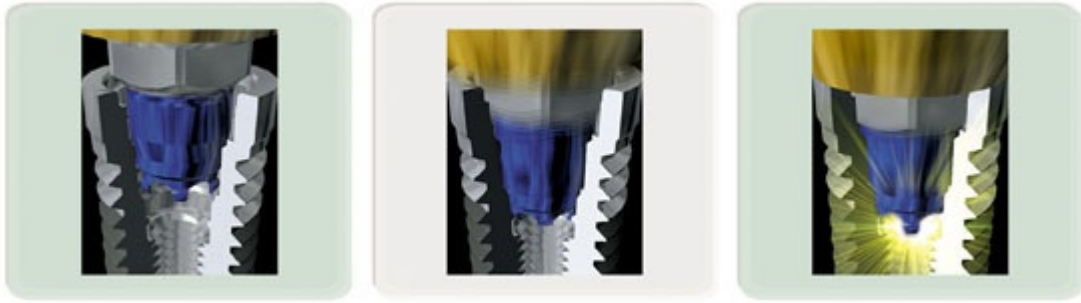


Fig. 31 desajuste de los componentes<sup>4</sup>.

## 5.2 Componente protésico para cementar

Como su nombre lo indica, este componente protésico utiliza un cemento dental para fijar la restauración individual. Este componente protésico puede ser de una pieza o de dos piezas las cuales quedan retenidas por tornillos del componente protésico<sup>22</sup>.

Permiten la compensación de implantes mal alineados, además de proporcionar excelentes cualidades estéticas. Las fracturas y los aflojamientos son raros debido a la mejor adaptación de las estructuras por la menor rigidez de los ajustes, se recomienda para restauraciones anteriores superiores por estética. En una restauración cementada se debe controlar la adaptación de la interfase componente protésico-implante y restauración-componente protésico<sup>22</sup>.

Actualmente se detecta un aumento creciente en la utilización de nuevos composites o polímeros de laboratorio que además de tener propiedades físicas similares al diente natural permiten la reparación intraoral. Una fisura de la cerámica en la cara vestibular de una corona cementada nos obliga, frecuentemente, a repetir el trabajo. Generalmente en el sector posterior, tanto maxilar como mandibular. Por otro lado las restauraciones cementadas

son más difíciles de revisar aunque se utilicen cementos provisionales o blandos<sup>22</sup>. (Fig. 32).

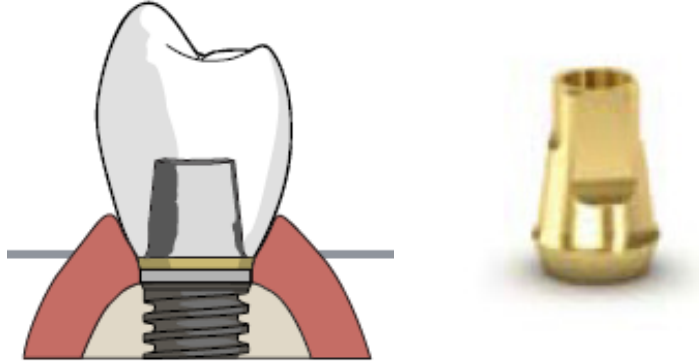


Fig. 32 componente protésico para cementar<sup>13</sup>.

### 5.2.1 Indicaciones

Se recomienda utilizar restauraciones cementadas cuando son unitarias y se recomiendan para componentes protésicos múltiples<sup>46</sup>.

### 5.2.2 Ventajas

El uso de estas restauraciones nos proporciona ventajas con respecto a la estética oclusal, control de la oclusión, ajuste pasivo, solidez estructural del material de la restauración (no agujeros) y corrección de la angulación del componente protésico<sup>46</sup>.

Son más resistentes, el asentamiento completo es más sencillo, son más baratos, presenta paredes más gruesas, lo que permite una gran libertad en su preparación<sup>46</sup>. En un estudio se observó que no se presenta microfiltración entre el componente protésico y el implante<sup>45</sup>.

- ✎ El ajuste pasivo representa una ventaja considerable para la restauración cementada. Los espaciadores en el troquel de trabajo permiten disponer de un espacio para el cemento que compensa

las variaciones dimensionales en los materiales de laboratorio, y permiten la fabricación de un colado mas pasivo para la restauración cementada, ya que este actúa como un relleno<sup>37,42</sup>.

- ⌘ Las restauraciones cementadas permiten el diseño de la superficie oclusal mas estrecha, debido a que no requieren unas dimensiones mínimas alrededor de los huecos de los tornillos y del metal circundante. Lo que ofrece una gran ventaja para prevenir el sobrercontorneado y favorece un perfil de emergencia favorable para la salud del tejido periimplantario<sup>3</sup>.
  
- ⌘ Las restauraciones individuales presentan menos incidencia de fractura del material oclusal, debido a que no tienen una zona de unión debil en las superficies del material<sup>37</sup>.
  
- ⌘ Una restauración cementada puede hacer una carga progresiva de la interfase implante-hueso a través de las caras oclusales del material de restauración, el aumento gradual de los contactos oclusales y el control de la dirección de la fuerza a lo largo de un periodo amplio e tiempo. Este protocolo no afecta a las propiedades de retención de la restauración final, y conduce a una mejora en la densidad y resistencia del hueso<sup>3</sup>.
  
- ⌘ Una restauración individual sella la conexión entre la restauración y el componente protésico e impide la penetración bacteriana. A pesar de que el cemento se pueda disolver, el espacio que se genera tiene unos limites clínicamente aceptables y no parece causar irritación gingival<sup>42</sup>.

### **5.2.3 Desventajas**

La complicación más frecuente es el aflojamiento del tornillo que sujeta el componente protésico con el cuerpo del implante que ocurre cuando ambos componentes están cubiertos por una corona cementada. Para solucionar este problema es necesario realizar un agujero a través de la corona para poder acceder al tornillo. Sin embargo este procedimiento puede dañar la porcelana o el borde incisal lo que puede hacer necesario el recambio completo de la misma. Esta complicación puede llegar a tener una frecuencia de hasta el 65% en un periodo de seguimiento de 3 años<sup>46</sup>.

No se recomienda en espacios interoclusales limitados, mayor costo: componente protésico y cofia metálica ó cerámica y dificultad remoción del cemento<sup>43</sup>, no se utilizan como componentes protésicos angulados, presentan más tendencia a la fractura<sup>46</sup>.

### 5.3 Componente protésico de una pieza para cementar

A menudo, el componente protésico de una sola pieza para cementar es el de elección en el caso de múltiples implantes ferulizados<sup>3</sup>.

Se sugiere que los componentes protésicos de una pieza para cementado limitan la complicación de aflojamiento del tornillo del componente protésico, aumentan el grosor de la pared y permiten una gran libertad en su preparación, así como una técnica directa<sup>3, 6</sup>. (Fig. 33).

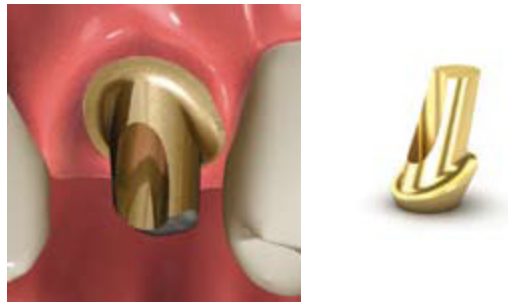


Fig. 33 componente protésico de una pieza para cementar<sup>13</sup>.

### 5.4 Componente protésico de dos piezas para cementar

Este componente protésico es un sistema de dos piezas que se fabrica en el laboratorio en un análogo del cuerpo del implante, diseñado para mejorar el resultado estético en la región cervical de la restauración<sup>8</sup>. A menudo se prefieren estos componentes protésicos, debido a que se asemejan con frecuencia a los dientes naturales al prepararlos, lo que proporciona una zona de comodidad en el sistema similar a las condiciones en las que están formados<sup>3</sup>.

En los casos en que se realice un implante unitario anterior con un requerimiento estético importante, el uso de perfiles de emergencia mejorados, con porcelana blanca o rosa sobre el componente protésico,



puede significar la diferencia entre una restauración tradicional sobre implantes y un aspecto similar al de los dientes naturales<sup>22</sup>.

Los fabricantes aconsejan apretar el tornillo del componente protésico con una llave dinamométrica de alta torsión para disminuir la incidencia de aflojamiento. Las pautas aconsejan que los tornillos se deben apretar del orden del 50 al 75 % de su resistencia total para obtener una fuerza de retención óptima. La torsión aplicada se convierte en fuerza de tracción dentro de la rosca (precarga) <sup>40</sup>. Sin embargo a medida de los componentes de la rosca trabajan, se produce una fase de acomodamiento entre los componentes que va disminuyendo la capacidad del tornillo de mantener los componentes unidos. Hay una gran variación en cuanto a la torsión óptima que se debe introducir, y oscila entre los 12,4 a los 83,8 N/cm, dependiendo del material y del diseño del tornillo. Estos valores de torsión suelen transmitir fuerzas rotacionales o de cizallamiento hacia la interface hueso-implante. Por ello se recomienda el uso de dispositivos de contratorsión, del tipo de una pinza de hemostasia modificada, que sujete el componente protésico e impida su rotación durante el apretamiento del tornillo. Para asegurar que el componente protésico asienta completamente en el cuerpo del implante y que ajusta en el hexágono o el diseño antirrotacional del implante, es necesario tomar una radiografía antes del proceso de atornillado<sup>3, 22</sup>.

#### **5.4.1 Indicaciones**

Los implantes unitarios independientes se deben restaurar con un componente protésico de dos piezas para cementar, un mecanismo antirrotacional, y un sistema de fijación mediante tornillo. Están indicados para la sustitución de un solo diente o para componentes protésicos angulados<sup>22</sup>.

También se recomienda un componente protésico de dos piezas y su tornillo cuando se necesita un componente protésico angulado para mejorar la

estética o para corregir la vía de inserción de una restauración cementada, tanto si el implante está libre o unido a otros. Los sistemas de dos piezas permiten la colocación de un componente protésico angulado en una posición ideal<sup>6</sup>.

#### 5.4.2 Ventajas

La ventaja principal que se obtiene es que el componente protésico se opone a la rotación bajo cargas de cizallamiento o sobre la restauración unida a él, y se puede utilizar como componente protésico angulado<sup>10</sup>.

#### 5.4.3 Desventajas

La principal desventaja es que el tornillo de fijación se puede aflojar, los factores que afectan a esta conexión han quedado definidos y son: **desajuste de los componentes, apretamiento inadecuado, carga excesiva, desajuste de los tornillos de fijación y diseño inadecuado del tornillo**. Algunos artículos de la literatura han descrito que dicho desajuste puede ser del orden de 66nm en el plano vertical entre el componente protésico y el cuerpo del implante, con 10º de diferencia en sentido rotacional y con unas discrepancias en el plano horizontal de hasta 99nm<sup>22</sup>.

Otra desventaja es que el tornillo del componente protésico se puede aflojar del cuerpo del implante, aunque la corona permanezca cementada, y retirarla es en ocasiones difícil. Para solucionar este problema, se puede realizar un agujero que permita el acceso a través de la corona a la rosca del componente protésico, y así sustituir o apretar este tornillo<sup>36</sup>. Se necesitan dispositivos de torsión y contratorsión para el ajuste por ello se debe comprobar su ajuste mediante una radiografía. Presenta paredes delgadas que limitan la preparación<sup>22, 37</sup>.

Cuando se emplean componentes protésicos anatómicos, se requiere la confección de la restauración mediante un sistema indirecto. Cuando se realiza el método directo, los márgenes del componente protésico están a menudo demasiado subgingivales y bajo un tejido grueso, lo que dificulta su exacta reproducción en las impresiones. La restauración definitiva ajusta en el componente protésico por encima del margen coronario definido<sup>10</sup>. (Fig. 34).

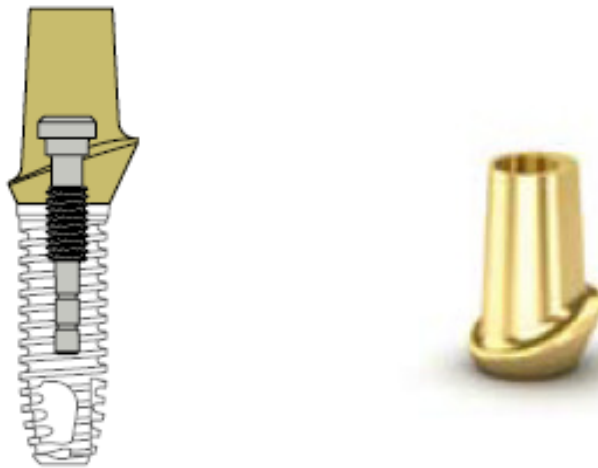


Fig. 34 componente protésico de dos piezas para cementar<sup>13</sup>.

#### 5.4.4 Complicaciones

Las tres complicaciones más frecuentes de las restauraciones cementadas son: la introducción de cemento en los tejidos blandos, el aflojamiento del tornillo de fijación y de la corona por el cemento. Cuando se produce un aflojamiento del tornillo de fijación en una restauración cementada representa, en la mayoría de ocasiones, la pérdida de toda la restauración y la necesidad de volver a realizar todo el tratamiento, con los inconvenientes que ello conlleva de tiempo, dinero, insatisfacción y pérdida de confianza del paciente<sup>26</sup>.

Otra de las complicaciones en las restauraciones cementadas es la fractura o fisura de la cerámica, además del ya mencionado aflojamiento del tornillo de fijación<sup>26</sup>.

⌘ Estética e higiene. Las complicaciones a largo plazo de las restauraciones individuales sobre implantes, incluyen la pérdida ósea, la retracción gingival y la exposición del metal del implante por debajo de los márgenes de la corona<sup>3</sup>.

La forma de evitar complicaciones son las siguientes:

⌘ Retención del componente protésico

Los principios de retención y resistencia se pueden abordar de forma específica para los componentes protésicos de los implantes. Las fuerzas que se aplican para retirar la corona deben ser a lo largo del eje de inserción, estas fuerzas son de tracción y de cizallamiento en el cemento. La resistencia se opone al movimiento de los componentes protésicos cuando están bajo cargas oclusales e impiden el desprendimiento de la restauración cuando se aplican fuerzas en dirección apical u oblicua. Estas fuerzas producen compresión en la zona del cemento. Los principios de retención y resistencia de la prótesis fija son aplicables a los componentes protésicos de los implantes e incluyen la geometría del componente protésico, la convergencia de paredes, superficie, altura, rugosidad superficial y agentes cementantes<sup>3</sup>.

### ⌘ Convergencia de paredes de los componentes protésicos

El paralelismo de las paredes axiales es el factor más efectivo para la retención. Un componente protésico para cementar a menudo presenta una convergencia total por encima de los 25°, como consecuencia de esto superficies retentivas de los componentes protésicos pueden mostrar menos retención, esto se puede evitar con un retoque en la zona de los márgenes de la corona para reducir la angulación, incluso cuando el eje de inserción sea satisfactorio<sup>2,4</sup>.

### ⌘ Superficie del componente protésico.

La superficie influye en la cantidad de retención. Los componentes protésicos de implantes más anchos tienen mayor retención<sup>3,40</sup>.

### ⌘ Altura del componente protésico

Un componente protésico más alto ofrece más resistencia que uno más corto. Asimismo, la altura de la preparación influye en la resistencia. El aumento de la altura y la proporción altura-anchura son importantes para la retención<sup>3,12</sup>.

### ⌘ Fuerzas de cizallamiento

La resistencia de la interfase de cemento es débil ante fuerzas de cizallamiento. Un componente protésico de implante convergente puede tener múltiples direcciones de inserción o desinserción. Si se añaden una o más ranuras paralelas al componente protésico se limitan las posibilidades, ya que se disminuye la vía de desinserción a una sola dirección. Por ello, siempre que sea posible se deben añadir elementos retentivos, como las ranuras paralelas al eje de inserción, a los componentes protésicos implantarios estrechos y convergentes que se emplean para cementado<sup>3</sup>.

### ⌘ Resistencia y el componente protésico

La resistencia se opone a descementado de la restauración ante fuerzas con dirección apical, oblicua u horizontal. La resistencia de la zona de los componentes protésicos del implante normalmente es mayor que la retención, debido a que el cemento se aplica principalmente bajo fuerzas de compresión o de tracción.

Las fuerzas a menudo se proyectan fuera del componente protésico, normalmente hacia la zona vestibular, y los movimientos de palanca, especialmente sobre los componentes protésicos antero-superiores. Estas fuerzas no solo afectan a la interfase hueso-implante sino que también repercuten en la corona cementada al componente protésico<sup>3</sup>.

### ⌘ Textura de la superficie del componente protésico

La textura de la superficie incrementa la retención de la restauración mediante la creación de irregularidades microrretentivas que van a ser rellenadas por el agente cementante. La superficie de retención también depende de la textura superficial y el agente cementante<sup>3</sup>.

### ⌘ Eje de inserción

El eje de inserción de los componentes protésicos es ideal que tenga 10° de divergencia con respecto a la dirección de la carga oclusal sobre los implantes, para que se mejore la resistencia<sup>6</sup>.

## 5.5 Cementado provisional y definitivo

### ج Cementado provisional

Cuando se coloca la restauración final sobre implantes se cementa a menudo con cemento temporal para tener una segunda evaluación de seguimiento de la oclusión para ofrecer una seguridad adicional, también pueden evaluarse la salud de los tejidos blandos y la higiene y puede estar indicada la modificación de las troneras o de los pónicos para favorecer el acceso<sup>3</sup>.

### ج Cementado definitivo

Esta se debe realizar en un medio seco. La mayoría de los cementos son solubles en los fluidos orales. La precisión en los márgenes de la corona no sólo reduce la retención de la placa y mejora la salud de los tejidos blandos, sino que también reduce la influencia de la solubilidad del cemento.

La restauración definitiva soportada por implantes se puede fabricar tras conseguir la osteointegración y la estabilización de los tejidos periimplantarios y el propio contorno de la arquitectura gingival<sup>3, 28</sup>.

## CONCLUSIONES

Al conocer la gran variedad de componentes protésicos que se encuentran disponibles en el mercado puedo concluir que se deben de tomar en cuenta diferentes factores para la adecuada selección de estos, por supuesto cumpliendo con todos los requerimientos de función y estética a largo plazo para la colocación de una restauración individual.

La elección de dichos componentes protésicos se debe considerar desde la planeación para la colocación del implante, ya que dependiendo de la dirección en la colocación de nuestro implante podemos optar entre un componente protésico recto, o uno angulado, tomando en cuenta características, ventajas y desventajas para que nos brinden una función adecuada.

En cuanto al diámetro del implante se selecciona entre componentes protésicos anchos, estrecho, de diámetro estándar, etc., en base a ello influye la cantidad de retención para la restauración individual final. Según el diseño del componente protésico tenemos diferentes opciones pero el más utilizado es el ovalado o anatómico, ya que nos proporciona un perfil similar al diente natural, lo que nos proporciona una excelente estética.

Dependiendo de la conexión con el implante tenemos la elección de que sea para restauraciones que requieran un componente protésico para atornillado o se requiera de un componente protésico para cementar.

La elección del sistema de implantes a utilizar es igualmente un factor importante ya que se recomienda que el componente protésico esté incluido con el costo del implante, ya que estos oscilan en el mercado entre 50 a 110 dls. Excepto que la restauración final requiera del uso de un componente



protésico diferente, como es el caso de los componentes protésicos calcinables conocidos como UCLAs.

El material con que se va a confecciona la restauración depende en gran medida de la selección correcta de estos componentes protésicos, ya que tenemos la opción de utilizar cerámicos o metálicos, que van a soportar una restauración individual del mismo material, según los requerimientos estéticos de cada paciente.

La adecuada selección del componente protésico nos brinda un tiempo de trabajo corto que es factor importante durante la fase protésica después de la colocación de un implante dental.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1.-Hobo S., Ichida E., García L. T. Osseointegration and oclusal rehabilitation 1ª ed. . España: edit. Mraban Libros, 1997. Pp 3-7.
- 2.-[www.bti-implant.es/prgf.org](http://www.bti-implant.es/prgf.org).
- 3.- Misch, C. E. Dental Implant Prosthetics 1a ed. España: edit. Elsevier Mosby, 2006. Pp. 415-461.
- 4.- [www.straumann.com/](http://www.straumann.com/) - 42k
- 5.- Gutiérrez R. A., Gutiérrez R.R., Burgos R. Diseño de nuevo sistema de implantes dentales funcionales. XIV congreso internacional de ingeniería gráfica junio 2002.
- 6.-Rio-Highsmith J., Grano O.C.E., Aguayo R. G., Abutment selection on implant-supported prostheses. Rev. ROCE 2002; 7(5): 507-517.
- 7.- Cranin M. A. N. Atlas de implantología oral 2ª ed. España edit Elsevier España 2000 Pg 330-339.
- 8.-Ruiz J.C., Montoya L.M., Clinical report: comparation between wo prosthetic abutments for an anterior single-tooth implant. Rev. CES Odontología 2007 vol. 20. No. 2: 51-56.
- 9.- [www.astratech.com/Main.aspx/Item/160371/navt/74600/navl/76026/nava/76094](http://www.astratech.com/Main.aspx/Item/160371/navt/74600/navl/76026/nava/76094) - 22k
- 10.- [www.sepes.org/boletines/boletin26/ciencia.pdf](http://www.sepes.org/boletines/boletin26/ciencia.pdf)
- 11.-[www.mozo-grau.com/prod-protesis.php](http://www.mozo-grau.com/prod-protesis.php).4k
- 12.- Muñoz c.a. et al. Immediate instalation of provisional protheses in implant reopening. Rev Cubana Estomatol 2007; 45(1) 43-49

- 13.- [www.biohorizons.com/](http://www.biohorizons.com/) - 11k
- 14.- [wikipedia.org/wiki/Metal\\_precioso](http://wikipedia.org/wiki/Metal_precioso) - 30k
- 15.- [wikipedia.org/wiki/Titanio](http://wikipedia.org/wiki/Titanio) - 123k. pilares fresables en titanio
- 16.-Kohal R. J., Wael A., Bachle M., Butz Frank. Ceramic abutments and ceramic oral. Periodontology 2000, vol. 47, 2008, 224-243
- 17.- [www.implant.es](http://www.implant.es)
- 18.-Peñarrocha M., Uribe R., Balaguer J., Implantes inmediatos a la exodoncia. Situación actual. Med Oral 2004;9:234-242.
- 19.-Nelson B.J., Gehreke A.S. Utilización de pilares tipo UCLA para la elaboración de componentes personalizados. Rev. Dental prótesis 2006: 34-38
- 20.- Gumieiro J. A.P. et al. Effect of cast rectifiers on the marginal fit of UCLA abutments. Journal of applied oral science 2007 vol.15 n. 3:34-39
- 21.-[www.exacone.com/](http://www.exacone.com/)
- 22.-Bajuelo E. C., Garriaga S.J., Fion E.D. Prótesis unitaria implantosoportada. Quintessence 2005. 12;3 318-324.
- 23.- Cevallos L.M. et al Influencia del componente protésico en los valores de estabilidad de implantes endo-óseos clínicamente óseointegrados: un estudio piloto in vivo. J. Dent. Research 2003 68:6 44-49.
- 24.- Rueda S.J.C., Rehabilitación sobre implantes de conexión externa con pilares Multi-unit. Quintessence 2002 2a ed. 157-9.
- 25.-[www.lifecore.com/](http://www.lifecore.com/)

- 26.- Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res.* 2008 Dec;19(12):1276-84.
- 27.- Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil.* 2006 Jan; 33(1):75-8.
- 28.-Holst S., Blatz B.B., Hegenbarth E., Wichmann M., Eitner S. Prosthodontic considerations for predictable singleimplant esthetics in the anterior maxila. *Rev. J. Oral Maxilofacial Surg* 2005;63:89-96.
- 29.- Marchack CB, Vidjak FM, Futatsuki V. A simplified technique to fabricate a custom milled abutment. *J Prosthet Dent.* 2007 Nov;98(5):416-7
- 30.-[www.bredent-medical.com](http://www.bredent-medical.com)
- 31.-[www.whitesky.implant system.pdf](http://www.whitesky.implant system.pdf)
- 32.-Martinez G.J.M., Cano S. J., García S.F. Diseño de los implantes dentales. Estado actual. *Rev. Periodontology* 2002;14,3:129-136.
- 33.-Sebra B.G.A., Et al. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J.* 2008;19(4):358-63.
- 34.- Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, DA Silva N, Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. *J Oral Rehabil.* 2007 Jul;34(7):508-16.
- 35.-López P.M. Peri-implant mucosa. *Rev. Estomatolo. Heredina* 2004 v. 14 n. 1-2: 1-8
- 36.-[www.leone/implante.estabilidad y osteoint.](http://www.leone/implante.estabilidad y osteoint.)
- 37.- Becerra S.G. Fundamentos biomecanicos en rehabilitación oral *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia*2005 - Vol. 17 N.º 1 -

- 38.-[www.3bp/blogsport.com/..s320/implante.jpg](http://www.3bp/blogsport.com/..s320/implante.jpg)
- 39.-[www.daveanable/3i/regenerative product.manager](http://www.daveanable/3i/regenerative-product.manager)
- 40.-Chorres R.J.E., et al. Fixation of prosthetic abutments in oral implantology. Case report. Quintessence 225: 1-14
- 41.- Magne P, Magne M, Jovanovic SA. An esthetic solution for single-implant restorations - type III porcelain veneer bonded to a screw-retained custom abutment: a clinical report. J Prosthet Dent. 2008 Jan;99(1):2-7.
- 42.- Aparicio C., et al. Fatiga de dos restauraciones cemento atornilladas sobre implantes osteointegrados. Quintessence 19:8: 32-36.
- 43.- Bittner N, Lal K, Neurohr J. Fabrication of a custom abutment for a wide diameter implant in a situation with limited interocclusal space. J Prosthet Dent. 2008 Dec;100(6):474-7.
- 44.-Jimenez G.J. Aesthetic implant dentistry. How to get good results on an easy way, surgical and prosthetic aspects to be considered in order to get a good final result. RCOE 2005;10(3):327-339
- 45.-Ferre j., et al. Estudio de la microfiltración en tres sistemas diferentes de elementos sobre implantes. Dendum 2005;5(2):54-5
- 46.- Brizuela V.A. et al. Prótesis implantosoportada cementada o atornillada: ¿cuál elijo? RCOE 2008 Vol. 13, Nº. 2, , pags. 181-191