

# Opciones de retención en prótesis fija sobre implantes

*Retention options in fixed prosthesis on implants*

## RESUMEN

Actualmente la preponderancia de la prótesis en la valoración de los resultados de los tratamientos con implantes es cada vez mayor, tanto por parte del profesional, como del paciente.

Además de la estética, la seguridad en la fijación de estas prótesis sobre los implantes, es un punto importante a considerar, debido a que una de las complicaciones que con mayor frecuencia se producen es el aflojamiento o pérdida de retención de esta prótesis.

En este trabajo se analizan los aspectos biomecánicos de las prótesis sobre implantes en su vertiente retentiva, así como los diferentes sistemas de retención que pueden utilizarse.

**Palabras clave:** Retención prótesis. Prótesis sobre implantes. Prótesis atornilladas. Prótesis cementadas. Prótesis telescópicas. Pasador. Biomecánica.

## ABSTRACT

At the moment the preponderance of the prosthesis in the evaluation of the results of treatment with implants is on the increase, by both the professional and the patient.

In addition to the aesthetics, the safety of the fixation of these prostheses on the implants is an important point to consider, given that one of the most frequent complications that arises is the loosening or loss of retention of the prosthesis.

In this study we analyse the biomechanical aspects of the prosthesis on implants in the retaining aspect, and also the different retention systems that can be used.

**Key words:** Prosthesis retention. Prosthesis on implants. Screwed prosthesis. Cemented prosthesis. Telescopic prosthesis. Attachment. Biomechanics.



Esteban Padullés<sup>1</sup>  
Jose M<sup>a</sup> Arano<sup>1</sup>  
Carlota Padullés<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Práctica privada Institut Odontología Integral  
<sup>2</sup>Estudiante de Odontología.  
Universidad de Barcelona  
Barcelona

## INTRODUCCIÓN

La restauración oral con implantes, tiende generalmente a realizarse con prótesis fija.

La confección de este tipo de prótesis presenta ciertas dificultades, debidas generalmente a la falta de paralelismo perfec-

to entre las fijaciones. Esto se soluciona mediante pilares específicos de cada sistema, o pilares colados, para obtener ajustes sin tensión.

La retención de las prótesis fijas sobre implantes, sigue siendo hoy en día tema de cierta controversia<sup>1</sup>. Tanto las prótesis cementadas como las atornilladas dotan de

CORRESPONDENCIA:  
E. Padullés i Roig  
P. de Gracia n° 42 1° 1ª  
08022 Barcelona

suficiente estabilidad y retención, no habiendo en este aspecto diferencias entre ellas<sup>2</sup>. Tampoco hay diferencias en la respuesta de los tejidos (hueso y mucosa) según sean las prótesis retenidas por tornillos o por cemento<sup>3</sup>.

Hasta hace poco, el diseño de las prótesis fijas eran siempre atornilladas. Pero con el tiempo fueron apareciendo ciertas deficiencias en este sistema, que han propiciado el estudio e investigación de alternativas para solucionarlas.

## ASPECTOS BIOMECÁNICOS DE LAS PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES

### La precarga

Es la fuerza derivada de la unión del pilar con la supraestructura mediante un tornillo. Ésta fuerza actúa sobre el tornillo ejerciendo tensión para elongar el material, sin sobrepasar su límite elástico; de forma que, los componentes se estiran y mantienen la fijación, a pesar de las fuerzas externas.

Con la precarga adecuada conseguimos, pues, crear la estabilidad necesaria para que las fuerzas de carga posteriores se disipen en el complejo implante-tornillo. Así evitamos que sea el tornillo el único elemento que las sufra, ya que en éste caso, éste cedería<sup>4</sup>.

La elongación de un metal es proporcional a su módulo de elasticidad. Por eso es necesario aplicar una precarga igual o inferior a dicho límite (P). Algunos autores incluso aconsejan limitar la precarga a un 55% de su propio máximo<sup>5</sup>. La precarga dependerá, pues, del tipo de material y de la tensión por unidad de superficie.

La falta de precarga nos puede provocar un desatornillado, pudiendo llegar a la fractura. A la vez que un exceso de precarga mejorará, en un principio, la unión prótesis-implante, pero a expensas de aumentar la fatiga del tornillo, que acabará provocando su aflojamiento.

Existen varios estudios que corroboran la relación entre precarga y resistencia a la fatiga de los tornillos.

### El Torque<sup>6</sup>

Es un concepto íntimamente relacionado con el anterior, pues no es nada más que la aplicación y/o resultado de la precarga. Podemos encontrarlo

bajo el nombre de carga torsional o momentos de flexión, siendo su definición matemática<sup>7,8</sup>:

$$\text{torque} = \text{fuerza} \times \text{radio}$$

Ambos conceptos, precarga y torque, están determinados por la configuración geométrica del tornillo y sus propiedades mecánicas intrínsecas.

La precarga estará determinada, principalmente, por la longitud y diámetro del cuello del implante, pues es en éste punto dónde se concentra la resistencia tensional del tornillo<sup>5,6,9</sup>.

El torque estará determinado, principalmente, por el coeficiente de fricción generada durante el atornillamiento.

Es importante seguir las indicaciones establecidas por las casas comerciales, pues entran en juego los más puros principios de ingeniería metalúrgica, fuera de nuestro alcance y utilizar las llaves de control de torque<sup>10,11</sup>.

Traducido en cifras, las pautas generales de torque son de 10 Ncm para los tornillos de oro y 20 Ncm para los de titanio, aunque hay autores que aconsejan no superar los 16 Ncm<sup>8,12,13</sup>, y otros dependiendo del material del tornillo pueden llegar a los 35Ncm<sup>14</sup> siguiendo las indicaciones del fabricante<sup>15</sup>. En términos de precarga, el tornillo de oro tiene mayor elongación que el de titanio, pero menor límite de elasticidad.

La predisposición a la fractura del tornillo depende también de como se distribuye el estrés sobre éste después de aplicar el torque<sup>16</sup>.

El orden de atornillado afecta sustancialmente a la distribución de tensiones, especialmente cuando no hay un correcto ajuste pasivo<sup>17,18</sup>, aunque algunos estudios no observan ninguna diferencia en la secuencia del torque en la precarga final obtenida<sup>19</sup>.

### Ajuste pasivo<sup>20,21</sup>

Consiste en conseguir una distribución equilibrada y equitativa de las fuerzas sobre todos y cada uno de los pilares con un ajuste circunferencial pasivo<sup>22,23</sup>.

Todos los autores revisados en este trabajo coinciden en lo referente a la imposibilidad de conseguir un ajuste totalmente pasivo en los casos de prótesis fijas sobre implantes. Conseguirlo se ha convertido en nuestro caballo de batalla. Para

empezar, discrepancias inherentes al proceso de fabricación de las prótesis convierten el fenómeno de la pasividad en un concepto del todo utópico. La supraestructura metálica es mayor que en una prótesis convencional; las variaciones dimensionales durante la fabricación serán mayores. Entran en juego la deformación elástica de los materiales de impresión, discrepancias de las réplicas, expansión de la escayola, etc. Las amplias superficies de porcelana pueden también deformar el metal por la contracción durante su cocción. Hay múltiples factores implicados en el ajuste pasivo, y la mayoría de ellos imposibles de controlar.

En el caso de un buen ajuste pasivo, el fulcro se reparte equitativamente por la circunferencia del tornillo, de manera que las cargas oclusales no serán perjudiciales, o serán bien toleradas<sup>24-26</sup>.

La falta de pasividad, sin embargo, hace que un tornillo actúe como un plano inclinado, deformando los componentes y provocando una migración del fulcro de palanca. De esta manera, las fuerzas de compresión y tracción deberán disiparse en la interfase hueso-implante, obligando a remodelar el hueso para eliminarlas. A pesar de las sospechas que apuntaba algún autor respecto a una mejoría en calidad ósea resultado de un incorrecto ajuste pasivo, la mayoría de autores coinciden en la presencia de una tensión interna significativa, y a la cual hay que añadir una tensión funcional, producto de la suma de distorsiones provocadas por factores clínicos y de laboratorio. Éstas (tensiones) pueden ser toleradas por el sistema o no, y desarrollar complicaciones biológicas y/o mecánicas<sup>27</sup>.

La vibración de un solo tornillo se traduce con fuerzas adicionales a los restantes pilares. Y está documentado que discrepancias de, tan solo, 6 micras producen tensiones indeseables; de manera que la precarga no será la idónea, llevando fatiga a los tornillos, aflojamiento de los mismos y movilidad de la estructura con todas sus consecuencias.

Sin embargo, aunque teóricamente, el límite clínicamente aceptable de desajuste protésico ha sido durante muchos años el de 50  $\mu\text{m}$ ., numerosos estudios muestran un desajuste común de entre 50 y 100  $\mu\text{m}$ ., estableciendo un nuevo límite tolerable para el hueso, es decir, sin mostrar pérdidas marginales. Últimamente, incluso, ya se habla de buenos resultados con 150  $\mu\text{m}$  de desajuste.

Para contrarrestar lo dicho hasta ahora, sin nos referimos al desajuste marginal (gap marginal), estudios realizados, in vitro, en prótesis atornillada y cementada muestran una media de 8.5  $\mu\text{m}$  para la atornillada y 65  $\mu\text{m}$  para la cementada. El cemento necesita entre 25-40  $\mu\text{m}$  de grueso. Veremos, por eso, más adelante como sacar provecho de estos resultados.

Sea como fuere, hacen falta estudios clínicos prospectivos a largo plazo que correlacionen la incidencia de fallos en el complejo implante-prótesis debidos a la falta de ajuste pasivo y especialmente, que cuantifiquen el ajuste necesario para evitar dichas nefastas consecuencias.

### Exceso de carga

Recordemos de entrada y a título informativo que los humanos ejercemos una fuerza masticatoria de entre 200 y 2440 Nw en máxima intercuspidación y de 20Nw en lateralidades.

Ya sabemos que el hueso tolera mejor las fuerzas axiales. Por tanto, en el diseño que vayamos a escoger para nuestra prótesis, debemos conseguir reproducir dichas cargas o fuerzas axiales. Las sobrecargas, y si no son axiales peor, se traducen en un aumento del estrés en la interfase hueso-implante, que puede cursar con pérdida marginal del hueso, así como complicaciones protésicas por aflojamiento del tornillo por pérdida del torque<sup>28</sup> y/o fractura del mismo. Y en esta difícil tarea, el orificio de acceso al tornillo en las prótesis atornilladas representa un papel primordial, pues ocupa hasta un 50%, aproximadamente, de la superficie oclusal. Es en este espacio donde tienen lugar los contactos oclusales necesarios para generar una óptima oclusión. Así pues, las prótesis atornilladas tienen reducida el área de contactos verticales, interfiriendo la transmisión de aquellas cargas que serían más favorables a la estructura protésico-implantaria<sup>29</sup>. Si las fuerzas oclusales están bien dirigidas, éstas no producen ningún efecto de detorque<sup>30</sup>, aunque si lo hay no parece que afecte a la resistencia de la unión implante-pilar<sup>31</sup>.

## RETENCIÓN DE PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES

### Prótesis atornilladas

Generalmente son prótesis en las que es difícil conseguir ajustes pasivos sin tensión, cuando se

atornilla directamente sobre las conexiones de los implantes<sup>32</sup>.

El problema más habitual, que representa el número más alto de visitas de urgencia en las clínicas implantológicas, es el aflojamiento del tornillo de fijación<sup>33-35</sup>; en segundo lugar, las fracturas del mismo (Figura 1).

La incidencia media, resultado de todos estos años de experimentación, es de entre un 10 a un 56%<sup>36</sup>, siendo más frecuente que ocurra el primer año, periodo en el cual la incidencia puede llegar al 50%.

La causa de éste fenómeno radica en las fuerzas repetidas de compresión y tensión que reciben constantemente las prótesis, y que provocan, en



Figura 1.



Figura 2.

más o menos intensidad, vibraciones. Estas vibraciones son liberadas por el sistema mediante el desenroscamiento de los tornillos.

Entre los factores de riesgo cabe destacar<sup>37</sup>:

- Una inadecuada precarga.
- Inapropiado diseño del tornillo o de la prótesis.
- Un mal ajuste.
- Una excesiva carga.
- Ductilidad de la aleación de fabricación del tornillo.
- Inapropiada anatomía oclusal.
- El patrón masticatorio, relacionado con los ciclos de fatiga.

Es muy difícil conseguir un ajuste pasivo cuando realizamos prótesis atornilladas directas sobre los implantes. Eso obligaba a realizar prótesis con diferentes fragmentos unidos por rompefuerzas.

Así pues, la ventaja que ofrecen las prótesis atornilladas es la posibilidad de ser removidas, y así tener acceso a los pilares para su higiene y mantenimiento.

La disminución de los grosores de cerámica alrededor de las chimeneas oclusales, debilitan el material y la rotura del mismo<sup>38,39</sup> es otra de las complicaciones frecuentes de este tipo de prótesis, aunque en las prótesis cementadas, las fracturas se pueden producir en el margen<sup>40</sup> (Figura 2).

### Prótesis cementada

La prótesis cementada presenta unas características exclusivas que le confiere el uso del cemento en si y que son:

- *Amortigua las cargas.* Capacidad del cemento de disipar las fuerzas oclusivas, con las cementadas se reduce así el riesgo a la fractura por fatiga y/o deformación protésica que presentan las atornilladas<sup>1</sup>.
- *Compensa la carencia de pasividad.* Las discrepancias en el ajuste protésico quedan rellenas con el cemento, dotándole de un mejor asentamiento pasivo<sup>5</sup>. Las prótesis cementadas sobre pilares adecuadamente adaptados, permite un ambiente más estable y de mayor pasividad que el obtenido por los implantes atornillados que tienen micro grietas y características desfavorables al momento de aplicarles las cargas.
- *Mejora el sellado marginal.* Importante para evitar una posible colonización bacteriana.

Podemos conseguir mejorar la retención y la estabilidad de estas prótesis cementadas aumentando la superficie del pilar, la altura, la rugosidad, y también dando un eje de inserción ligeramente medial al de las cargas oclusales<sup>41</sup>. La altura mínima para poder realizar prótesis cementadas es que los pilares tengan más de 5 mm de altura, aunque algunos autores marcan el umbral de 8 mm. En cuanto a la conicidad, lo ideal es que esta sea de 6 a 8 grados, a diferencia de los dientes naturales donde la mejor retención se consigue con conicidades de entre 15 y 25 grados<sup>42-44</sup>.

Con estas conicidades de entre 6 y 8 grados algunos autores como Breeding sostienen que con cemento provisional se obtiene una buena retención<sup>45</sup>.

Se ha preconizado la utilización de cementos provisionales para poder realizar controles periódicos, sin embargo la pérdida de retención en estos casos es una complicación comprometida sobre todo para el paciente.

Debemos asegurarnos de eliminar todos los restos de cemento (Figura 3), pues no realizarlo puede producir irritaciones gingivales, tumefacción incluso pérdida de hueso marginal<sup>46</sup>. Por ello algunos autores preconizan la realización de márgenes supragingivales.

Debido a la dificultad para desmontar las prótesis, en general debemos procurar dejar troneras amplias para facilitar una adecuada higiene (Figura 4).

En ocasiones y debido a las exigencias estéticas debemos procurar un correcto ajuste yuxtagingival y la creación de papilas, que podemos conseguir

con diferentes técnicas como la de la colocación de provisionales para remodelar la mucosa y diseñar las papilas (Figura 5a y 5b).



Figura 4.



Figura 5a.



Figura 3.



Figura 5b.

No hay un cemento específico para la retención de implantes, y en general pueden utilizarse los mismos que para cementar dientes naturales<sup>47</sup>. En el estudio de Manssur, *et al.* en el que se analizaban seis tipos de cementos, llegaron a la conclusión de que la capacidad de retención depende más del material y de las características de la superficie del pilar.

Los cementos de composite son los que mayor retención ofrecen, seguidos por los de fosfato de zinc y ionómeros de vidrio. Así mismo, la retención de estas prótesis no aumenta cuando se anodizan las superficies metálicas<sup>48</sup>.

En zonas anteriores es difícil realizar prótesis atornilladas. La dificultad técnica obliga a realizar prótesis cementadas.

La prótesis unitaria (Figuras 6 y 7) sobre implantes es una buena indicación de prótesis cementada siempre y cuando consigamos una buena precarga entre el implante y el pilar con el tornillo que los fija. Aunque estéticamente y oclusalmente tienen mejor comportamiento, el aflojamiento del pilar es una complicación frecuente en estos casos, sobre todo en prótesis de sectores posteriores.



Figura 6.



Figura 7.



Figura 8.

Los cementos que ofrecen diferentes niveles de retención, diseñados específicamente para la implantoprótesis es un aspecto que debe todavía investigarse y desarrollar.

### ¿Es importante la remoción de las prótesis sobre implantes?

Es una ventaja que debemos aprovechar, pues es necesario el acceso a los pilares para su higiene. Cuando realizamos estas operaciones de remoción de las prótesis, nos damos cuenta de la cantidad de detritus que aparece en el interior, debido a la filtración que se produce<sup>49</sup>. En este aspecto la filtración es mayor en las atornilladas que en las cementadas<sup>50,51</sup>. Algún estudio ha intentado probar diferentes materiales para el sellado de los pilares en el gap, no obteniendo ninguno de ellos capacidad para evitar la filtración<sup>52</sup>.

Incluso en pacientes con muy buena higiene la filtración bacteriana está presente<sup>53</sup>.

Por ello creemos necesario el tener un fácil acceso a los pilares, pues este acúmulo de detritus y placa, pueden producir, inflamaciones marginales<sup>54</sup>, mucositis que pueden derivar en periimplantitis<sup>56,57</sup>, y halitosis (Figura 8).

Para ello se han utilizado cementos provisionales en prótesis fijas cementadas, aunque el fallo en la retención de las mismas es un inconveniente frecuente.

En un estudio de Michalakis, *et al.* el Improve es el cemento que mejores resultados ha obtenido. El Temp Bond NE y el Temp Bond presentan valores de retención significativamente diferentes ( $P < .05$ ) cuando las prótesis eran sobre dos implantes, pero no sobre un modelo de 4 implantes<sup>58</sup>. Algún estudio apunta que el estrés transmitido es menor en prótesis unitarias retenidas con cemento provisional comparado con otras con cemento definitivo o atornillada<sup>59</sup>.

### Prótesis cementadas y tornillo oclusal de seguridad o tornillos linguales

Conseguir las ventajas de las prótesis cementadas, y además aunarlas a la posibilidad de chequearlas para un buen mantenimiento es un objetivo a conseguir en las prótesis sobre implantes<sup>60</sup>.

Según el tipo de construcción protésica, el acceso a los pilares para su higiene se hace imprescindible.

Así pues, para mantener las ventajas de las prótesis cementadas y atornilladas, se puede realizar una construcción de protocolo cementado, pero guardando uno de los pilares para atornillar, o con pasadores removibles.

Este tipo de construcción puede utilizarse en las siguientes situaciones:

- *Dificultad para mantener una buena higiene por parte del paciente:*
  - Troneras obturadas.
  - Molares con dos implantes.
  - Sobrecontornos.
- *Estética.*
- *Prótesis de tramos largos.* En caso de fracturas facilitar su extracción para la reparación.

#### **Tornillo oclusal de seguridad**

La prótesis cementada con provisional, manteniendo uno de los pilares para atornillar, es una opción válida para la retención de las prótesis sobre implantes<sup>61,62</sup>.

El implante escogido para atornillar será el que menos comprometa la estética y la oclusión, y que permita un acceso fácil.

#### **Molares unitarios con dos implantes**

Debido a los problemas que surgen del déficit de soporte que consigue un implante de diámetro estándar para sustituir un molar, con las consecuencias que ello comporta, -aflojamiento de tornillos, reabsorciones óseas, fracturas de implantes- la colocación de dos implantes es una primera opción para rehabilitar estos casos. Biomecánicamente es una opción buena, no obstante la higiene puede quedar comprometida. Por ello en la colocación de los implantes hay que procurar dejar espacios holgados entre los implantes a fin de facilitar el paso de cepillos interproximales. Sin embargo, poder desmontar estas restauraciones se hace imprescindible para poder realizar un correcto mantenimiento de estas prótesis. La dificultad técnica de laboratorio, así como los disparalelismos ligeros que puedan tener los implantes dificulta o impide atornillar los dos implantes. Una buena opción es cementar un pilar con cemento provisional, y atornillar el otro (Figuras 9, 10 y 11).

#### **Troneras**

En los casos en los que las exigencias del paciente no permiten troneras amplias y no podemos



Figura 9.



Figura 10.



Figura 11.

conseguir papilas de modo natural, nos obliga a colocar cerámica rosa en estas zonas (Figuras 12 y 13), con lo que el acceso para higiene queda imposibilitado, y el acúmulo de placa es más fácil. Es



Figura 12.



Figura 13.

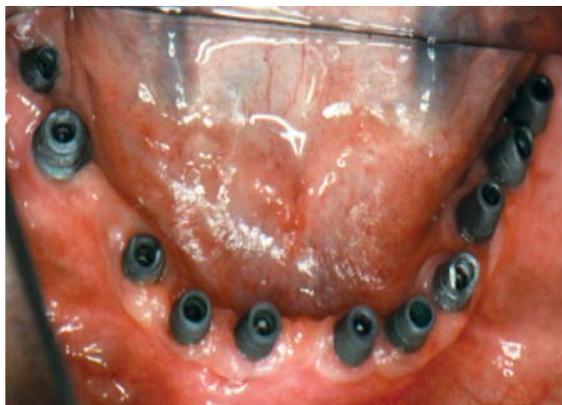


Figura 14.



Figura 15.

imprescindible poder levantar estas prótesis para su correcto mantenimiento.

En pacientes con rehabilitaciones completas, el acceso a los pilares para su mantenimiento es importante para una larga duración, y mejor predicibilidad del tratamiento.

En mandíbula, es aconsejable dividir la estructura protésica en sectores a fin de evitar las fuerzas de torsión en los sectores posteriores debidas a la flexión mandibular (Figuras 14 y 15).

### **Tornillos linguales<sup>63</sup>**

Es un sistema en el que la retención se realiza con la colocación de tornillos mini con entrada lingual o palatina. Permite retirar la prótesis y mantiene la estética de las caras oclusales intactas. Es pues una excelente alternativa, aunque el manejo clínico es complicado<sup>64</sup>.

### **Pasadores**

Igual que en la solución anterior, este tipo de prótesis permite retirar la prótesis en caso necesario. Mantiene un protocolo de prótesis cementada, con todas las ventajas que ello supone, además de ser un sistema de más fácil manejo clínico y más económico.

En este caso se mantienen independientes los dientes de los implantes, y estos soportarán una prótesis cementada y asegurada por pasadores. (Figuras 16, 17 y 18).

### **Prótesis telescópica galvanizada**

Este tipo de retención protésica sobre implantes tiene las ventajas que poseen las prótesis cementadas, y además ofrece la posibilidad de su extracción para chequeo y mantenimiento, sin tornillos. Esto permite realizar construcciones protésicas ajustadas a la mucosa.

Son prótesis biocompatibles, con gran precisión de ajuste, ajuste pasivo fundamental en las prótesis sobre implantes, fuerza de adhesión constante de los retenedores, biomecánica excelente con transmisión axial de las fuerzas y con gran facilidad para una correcta higiene<sup>65-67</sup>.

Además goza de unas propiedades biomecánicas notables<sup>68,69</sup>:

- Disminuye la rigidez implante - prótesis.



Figura 16.



Figura 19.



Figura 17.

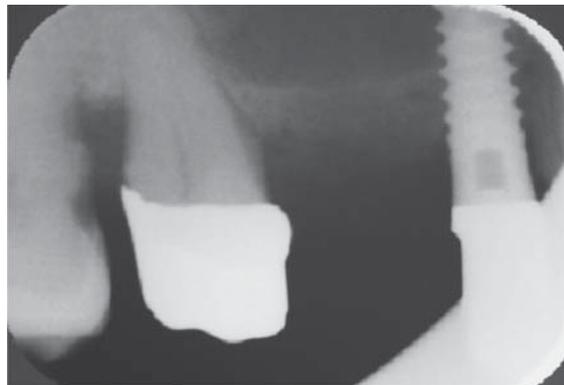


Figura 20.



Figura 18.

- Mejora la distribución de cargas implante- hueso.
- Reduce micromovimientos de la corona respecto al implante.
- Mejora el comportamiento a menor ángulo del muñón.

Las peculiaridades biomecánicas de las prótesis telescópicas aurogalvanizadas las hacen de elección

en casos donde se necesite utilizar la unión de dientes con implantes. La unión diente implante es una opción de tratamiento aceptada, y contrastada por diversos estudios a largo plazo<sup>70-73</sup>, incluso utilizando sistemas de retención sobre implantes cementados o atornillados<sup>74</sup>.

En este caso, debido a las dificultades quirúrgicas por el déficit óseo a nivel del segundo premolar, y a los deseos de la paciente a no someterse a cirugías de elevación sinusal se optó por la colocación de un implante en la zona del primer premolar y a la unión del implante con el molar (Figuras 19 y 20).

Sobre el diente natural se cementa una cofia, y sobre el implante se confecciona un pilar atornillado de oro colado o titanio. Sobre estas estructuras se colocan unas cofias secundarias que se cementarán a la prótesis (Figuras 21, 22 y 22).

La retención de esta estructura se realiza por succión, sin cemento, de manera que puede ser removida sin dificultad.

La biomecánica y la posibilidad de remover la prótesis hacen que en los sectores posteriores, por la demanda de carga importante y por la dificultad que entraña para el paciente el mantenimiento de una buena higiene, hacen que las prótesis con doubles coronas galvanizadas sean una buena solución.

La estructura de estas prótesis consta del implante, un pilar atornillado microfresado, que puede ser en oro, en titanio o cerámico, unas cofias

secundarias que se cementaran a la prótesis, y la estructura protésica (Figuras 24, 25, 26 y 27).

La retención se realiza por succión y no por fricción.



Figura 21.



Figura 22.



Figura 23.



Figura 24.



Figura 25. Pilares microfresados



Figura 26. Cifras secundarias galvanizadas



Figura 27. Prótesis

## BIBLIOGRAFÍA

1. Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations *Br Dent J* 2006;21;201(8):501-7.
2. Shi B, Wu Z, Wang Y. "A dynamic functional comparative analysis of screw retained vs cement retained crowns under cyclic fatigue testing" *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2001;36(1):58-60
3. Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. "Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 4 year prospective clinical study" *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19(2):260-5.
4. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. "Geometric comparison of the five interchangeable implant prosthetic retaining screws" *J Prosthet Dent* 1995;74:373-79.
5. Sakaguchi RL, Borgersen SE "Non linear contact analysis of preload in dental implant screws". *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:295-302.
6. Gross M, Kozak D, Laufer BZ, Weiss EI Manual closing torque in five implant abutment systems: an in vitro comparative study. *J Prosthet Dent* 1999;81(5):574-8.
7. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. "Passivity of fit and marginal opening in screw or cement retained implant fixed partial denture designs". *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(2):239-45.
8. Lindstrom H, Preiskel H. "The implant-supported telescopic prosthesis: A biomechanical analysis" *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(1):34-42.
9. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. "Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems" *J Prosthet Dent* 2000;84(2):194-199.
10. Tan KB, Nicholls JI :The effect of 3 torque delivery systems on gold screw preload at the gold cylinder-abutment screw joint. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17(2):175-83.
11. Lang LA, May KB, Wang RF: The effect of the use of a counter-torque device on the abutment-implant complex. *J Prosthet Dent* 1999;81(4):411-7.
12. Prisco R, Morgano SM, D'amato S. "New abutment for a screw-retained, implant supported crown". *J Prosthet Dent* 2001;85:30-3.
13. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. "Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws". *Implant Dentistry* 1994;3(1):17-21.
14. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont* 2006;15(3):164-71.
15. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(5):529-36.
16. Cavazos E, Bell FA "Preventing loosening of implant abutments screw". *J Prosthet Dent* 1996;75:566-9.
17. Frank Renouard, Bo Raugert. Factores de riesgo en implantología oral. Quintessence books. Barcelona 2000.
18. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A "Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis" *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:209-18.
19. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Pre-load on oral implants after screw tightening fixed full prostheses: an in vivo study. *J Oral Rehabil* 2001;28(3):226-33.
20. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status *Implant Dent* 2001;10(2):85-92. Links.
21. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD.
22. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res* 2004;15(4):466-73.
23. Shi B, Wu Z, Wang Y. "A dynamic functional comparative analysis of screw-retained vs cement-retained crown under cyclic fatigue testing" *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;36(1):58-60.
24. Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. "In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses". *Implant Dent* 1999;8:141-51.
25. Hebel KS, Gajjar RC. "Cement-retained versus screw-retained implant restorations: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry". *J Prosthet Dent* 1997;77:28-35.
26. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Related Articles, Links Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 1999;12(2):167-78.
27. Parein AM, Eckert SE, Wollan PC, Keller EE. "Implant reconstruction in the posterior mandible: A long-term retrospective study". *J Prosthet Dent* 1997;78:34-42.
28. Sales Segarra A, Garriga Roca T, Escuin Henar T. "Prótesis sobre implantes. ¿Cementada o roscada? Artículo de revisión". *Rev Esp Odontostomatología de implantes* 1998;6(2):75-80.
29. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;84(2):194-9.
30. Versluis A, Koriath TW, Cardoso AC "Numerical analysis of a dental Implant System preload with a washer" *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:337-41.
31. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA: Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85(3):268-75.
32. Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading *Clin Implant Dent Relat Res* 2004;6(3):157-64.
33. Hebel KS, Gajar RC. "Cemented-retained versus screw retained implant restorations: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry". *J Prosthet Dent* 1997;77:28-35.
34. Assenza B, Scarano A, Leghissa G, Carusi G, Thams U, Roman FS, Piattelli A. : Screw- vs cement-implant-retained restorations: an experimental study in the Beagle.

- Part I. Screw and abutment loosening. *J Oral Implantol.* 2005;31(5):242-6.
35. Kallus T, Bessing C. "Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years" *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169-78.
  36. Carlson B, Carlson GE. "Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment" *Int J Oral Maxillofac Implant* 1994;9:90-4.
  37. Chee V, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY. "Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better?" *Int. J. Oral Maxillofac Implants* 1999; 14 (1): 137-141.
  38. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. "Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface". *J. Prosthet. Dent* 2001;85(1):47-52.
  39. Karl M, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro effect of load cycling on metal-ceramic cement- and screw-retained implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2007 Mar;97(3):137-40.
  40. Torrado E, Ercoli C, Al Mardini M, Graser GN, Tallents RH, Cordaro L. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2004 Jun;91(6):532-7.
  41. Zarone F, Sorrentino R, Traini T, Di Iorio D, Caputi S: Fracture resistance of implant-supported screw- versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. *Dent Mater.* 2007;23(3):296-301. Epub 2006;24.
  42. Carl E. Misch. *Implantología contemporánea.* Mosby/Doyma Libros, 1995.
  43. Gilboe, DB.; Teteruck, WR.: "Fundamentals of extracoronary tooth preparation. Part I. Retention and resistance form" *J Prosthet Dent* 1974;32:651-865
  44. Jorgensen KD. "The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns" *Acta Odont Stand* 1955;13:3540.
  45. Kaufman EG, Coelho DH, Colin, L.: "Factors influencing retention of cemented gold castings" *J Prosthet Dent*, 1961;11: 487-502.
  46. Breeding, LC.; Dixon, DL.; Bogacki, MT.; Tietge, JD.: "Use of luting agents with an implant system: Part I" *J Prosthet Dent* 1992;68: 737-741
  47. Pauletto, N.; Lahife, B.J.; Walton, J.N.: "Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: a clinical report" *Int. J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 865-868.
  48. Mansour A, Ercoli C, Graser G, Tallents R, Moss M "Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements." *Clin Oral Implants Res* 2002 Aug;13(4):343-8
  49. Squier RS, Agar JR, Duncan JP, Taylor TD. Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16(6):793-8.
  50. Keller W, Bragger U, Mombelli A.: Peri-implant microflora of implants with cemented and screw retained suprastructures. *Clin Oral Implants Res.* 1998 Aug;9(4):209-17.
  51. Proff P, Steinmetz I, Bayerlein T, Dietze S, Fanghanel J.
  52. Gedrange T. Bacterial colonisation of interior implant threads with and without sealing Folia Morphol (Warsz). 2006 Feb;65(1):75-7.
  53. Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Di Bonaventura G, Catamo G, Piccolomini R. "Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections." *J Periodontol* 2001 Sep;72(9):1146.
  54. Duarte AR, Rossetti PH, Rossetti LM, Torres SA, Bonachela WC.: In vitro sealing ability of two materials at five different implant-abutment surfaces. *J Periodontol.* 2006 Nov;77(11):1828-32.
  55. Rimondini L, Marin C, Brunella F, Fini M.: Internal contamination of a 2-component implant system after occlusal loading and provisionally luted reconstruction with or without a washer device *J Periodontol.* 2001 Dec;72(12):1652-7.
  56. Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z.: In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005 Sep-Oct;20(5):732-7.
  57. Zitzmann NU, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J.: "Experimental peri-implant mucositis in man." *J Clin Periodontol* 2001 Jun;28(6):517-23
  58. Quirynen M, Bollen CM, Eysen H, van Steenberghe D.: Microbial penetration along the implant components of the Branemark system. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 1994 Dec;5(4):239-44.
  59. Porras R, Anderson GB, Caffesse R, Narendran S, Trejo PM. "Clinical response to 2 different therapeutic regimens to treat peri-implant mucositis." *J Periodontol* 2002 Oct;73(10):1118-25
  60. Michalakis KX, Pissiotis AL, Hirayama H. Cement failure loads of 4 provisional luting agents used for the cementation of implant-supported fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Jul-Aug;15(4):545-9. Related Articles, Links
  61. Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D : In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. *Implant Dent.* 1999;8(2):141-51.
  62. Rajan M, Gunaseelan R.: Fabrication of a cement- and screw-retained implant prosthesis. *J Prosthet Dent.* 2004 Dec;92(6):578-80.
  63. Preiskel HW, Tsolka P: Cement- and screw-retained implant-supported prostheses: up to 10 years of follow-up of a new design. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004 Jan-Feb;19(1):87-91.
  64. Uludag B, Celik G : Fabrication of a cement- and screw-retained multiunit implant restoration. *J Oral Implantol.* 2006;32(5):248-50.
  65. Clausen GF: The lingual locking screw for implant-retained restorations--aesthetics and retrievability. *Aust Prosthodont J.* 1995;9:17-20.
  66. Pang I.: A modified rotary instrument for tightening the lingual locking screw of an implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent.* 2001 Mar;85(3):308-9. *Círculo Odontológico*

- de Barcelona: "Galvanoformación en Implanto-prótesis: Resumen científico de las primeras Jornadas Internacionales". R.E.O.I. S.E.I. 2004; 12 (3).
67. García López, T.; Lucena Bravo, J.; Roca Valverde, J.; Bañares Agustín, M.V.: "Prótesis telescópicas: del anclaje tradicional al moderno sistema con dobles coronas galvanizadas." *Gaceta Dental*. N° especial de Verano. Julio 2001.
68. Arano, J.M°. Gil X. Lucena J. "Anclajes telescópicos colados y anclajes con doble corona galvanizada. ¿Prótesis fija o removible? Sistema Sapag. *Gaceta Dental*. N° 122. Noviembre 2001.
69. Soliméi G.E.; Gil F.J.: "Comportamiento mecánico del sistema de ajuste pasivo aurogalvánico (SPAG) para la prótesis sobre implantes dentales". R.E.O.I. S.E.I. 2001; 9 (4): 209-214
70. Lindstrom H, Preiskel H. "The implant-supported telescopic prosthesis: a biomechanical analysis." *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001 Jan-Feb; 16(1):34-42.
71. Komiyama Y "Clinical and research experience with osseointegrated implants in Japan, in Albreksson T, Zarb G, editors: *The Branemark Oseointegrated Implants: Chicago 1989* Quintessence.
72. Lindh T, Back T, Nystrom E, Gunne J.: "Implant versus tooth – implant supported prostheses in the posterior maxilla: a 2-year report" *Clin Oral Implant. Res.* 12, 2001; 441-449.
73. Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, van Steenberghe D.
74. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. part I: a longitudinal clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2002; 13(4):381-9
75. Nickenig HJ, Schafer C, Spiekermann H: Survival and complication rates of combined tooth-implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Oct; 17(5):506-11.
76. Kindberg H, Gunne J, Kronstrom M. Tooth- and implant-supported prostheses: a retrospective clinical follow-up up to 8 years. *Int J Prosthodont* 2001; 14(6):575-81