

# INDICE DE CONTENIDOS

<b>1. INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>4</b>
<b>2. OBJETIVOS</b> .....	<b>7</b>
<b>3. ESTADO ACTUAL DE LA CUESTIÓN</b> .....	<b>9</b>
3.0 <i>Introducción</i> .....	10
3.1 <i>Facilidad de fabricación y coste</i> .....	12
3.2 <i>Pasividad de la estructura protésica</i> .....	12
3.2.1 <i>Distorsión</i> .....	12
3.2.1.1 <i>Durante la toma de impresiones</i> .....	13
3.2.1.2 <i>Durante la fabricación del modelo maestro</i> .....	14
3.2.1.3 <i>Durante el encerado</i> .....	14
3.2.1.4 <i>Durante el revestimiento y el colado</i> .....	15
3.2.1.5 <i>Durante la carga de la cerámica</i> .....	15
3.2.1.6 <i>Durante la entrega de la prótesis al paciente</i> .....	16
3.2.2 <i>Ajuste marginal en estructuras protésicas</i> .....	16
3.2.2.1 <i>Métodos de medición del ajuste marginal</i> .....	16
3.2.2.2 <i>Ajuste marginal en muñones dentarios</i> .....	17
3.2.2.3 <i>Ajuste marginal en prótesis sobre implantes</i> .....	22
3.2.3 <i>Complicaciones de estructuras no pasivas</i> .....	28
3.2.3.1 <i>Complicaciones biológicas</i> .....	29
3.2.3.2 <i>Complicaciones mecánicas</i> .....	33
3.3 <i>Retención</i> .....	35
3.3.1 <i>Convergencia de las paredes axiales del pilar</i> .....	35
3.3.2 <i>Altura y superficie del pilar</i> .....	36
3.3.3 <i>Rugosidad de la superficie del pilar y de la corona</i> .....	37
3.3.4 <i>Tipo de cemento</i> .....	37
3.3.4.1 <i>Cementado pilar natural-estructura protésica</i> .....	39

3.3.4.2 Cementado pilar protésico-estructura protésica .....	41
3.4 Oclusión.....	42
3.5 Estética .....	43
<b>4. MATERIALES Y MÉTODOS.....</b>	<b>44</b>
4.1 <i>Materiales estudiados</i> .....	45
4.2 <i>Parte Experimental</i> .....	49
4.2.1 Preparación de las muestras.....	49
4.2.1.1 Preparación de los cilindros calcinables.....	49
4.2.1.2 Revestimiento de los cilindros de colado .....	52
4.2.1.3 Colado de los cilindros calcinables .....	56
4.2.1.4 Acabado de las muestras .....	59
4.2.1.5 Cementado de las muestras.....	60
4.2.2 Observación de las muestras en microscopio electrónico de barrido.....	63
4.2.3 Envejecimiento de las muestras en cámara climática.....	69
4.2.4 Ensayo de resistencia a la torsión.....	71
4.3 <i>Parte Clínica</i> .....	72
4.3.1 Colocación de los implantes.....	72
4.3.2 Confección de la prótesis implantosoportada.....	74
4.3.3 Control de las restauraciones realizadas en el estudio.....	82
<b>5. RESULTADOS.....</b>	<b>84</b>
5.1 <i>Parte experimental</i> .....	85
5.1.1 Estudio del ajuste entre el aditamento intermedio de titanio y la estructura metálica.....	85
5.1.1.1 Estudio de diferencias en muestras sin cementar y cementadas.....	86
MUESTRAS NO CEMENTADAS.....	91
MUESTRAS CEMENTADAS .....	91
5.1.1.2 Estudio de diferencias entre muestras sin cementar y cementadas .....	94
5.1.1.3 Estudio de la superficie externa de las muestras .....	95
5.1.2 <i>Estudio resistencia a la torsión</i> .....	97

5.2 Parte clínica .....	102
<b>6. DISCUSIÓN .....</b>	<b>106</b>
6.1 Metodología.....	107
6.2 Estudio del desajuste pilar intermedio mecanizado de titanio.....	110
6.2.1 Ajuste piezas mecanizadas versus piezas coladas .....	110
6.2.2 Comparación ajuste pilar intermedio mecanizado de titanio cementado y no cementado .....	111
Técnica de cementado usada .....	112
Por la línea de terminación de la preparación.....	114
Por el espesor de capa de cemento usado .....	114
6.2.3 Ajuste de las muestras cuando la estructura protésica no está cementada al pilar intermedio mecanizado de titanio .....	115
6.2.4 Ajuste de las muestras cuando la estructura protésica está cementada al pilar intermedio mecanizado de titanio.....	118
6.3 Estudio de la resistencia a la torsión .....	120
Envejecimiento de las muestras en cámara climática.....	124
6.4 Estudio Clínico del aditamento mecanizado de titanio.....	124
<b>7. CONCLUSIONES .....</b>	<b>126</b>
<b>8. PERSPECTIVAS DE FUTURO .....</b>	<b>129</b>
<b>9. BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>131</b>

# 1. INTRODUCCIÓN

# 1. Introducción

En la historia de la odontología se han utilizado muchos materiales para restituir la estructura dentaria perdida. Muchos de ellos son metales. Estos materiales metálicos han ido evolucionando con la aparición de nuevas aleaciones.

Debe recordarse que estas aleaciones puestas en contacto por el medio salivar de la cavidad oral pueden favorecer la aparición de corrientes galvánicas y la liberación de materiales de corrosión. Actualmente, cabe destacar el uso de implantes dentales intraóseos de titanio para estabilizar, retener y fijar las prótesis dentales.

Es sumamente importante el tipo de metal o aleación en la que se construye la prótesis sobre éstos, pues se encontrará en contacto directo con el titanio del implante endoóseo. El metal indicado podría ser el propio titanio, pues de este modo se minimizarían las corrientes galvánicas y los materiales de corrosión liberados a causa de la existencia de distintos metales en la cavidad oral.

Asimismo es importante el ajuste entre los distintos componentes de la prótesis con el implante para evitar problemas mecánicos y biológicos. La falta de ajuste provoca micromovimientos entre las partes que no ajustan, causando el aflojamiento del tornillo que une estos componentes. A medida que el tornillo se va aflojando, se va aumentando el movimiento de los componentes que no ajustan perfectamente, pudiendo llegar a causar la fractura del tornillo. Además, la falta de ajuste entre estos componentes, sobretodo si están situados subgingivalmente, favorece el acúmulo de bacterias y posteriormente de cálculo dental, que puede causar desde una mucositis en la encía periimplantaria hasta una reabsorción del hueso periimplantario (periimplantitis) que puede desencadenar el fracaso del tratamiento implantológico.

Se ha desarrollado un sistema en el que se incluye un aditamento intermedio mecanizado de titanio que conecta el implante dental y la estructura protésica colada. El uso de este aditamento permite por una parte asegurar el ajuste de una pieza mecanizada con el implante y por la otra permite el colado de la estructura protésica en cualquier

aleación dental, incluyendo el titanio, que es lo propuesto en esta tesis. El aditamento se une a la estructura protésica mediante cemento dental y el tornillo de fijación de la estructura protésica con el implante. En el caso de restauraciones unitarias este cementado impide la rotación entre el aditamento y la corona colada.

En la presente tesis se pretende, como punto de partida, evaluar el ajuste entre el colado y el aditamento mecanizado de titanio, medir las propiedades mecánicas del conjunto de éstos y comprobar la eficacia clínica de las prótesis implantosoportadas confeccionadas con este aditamento intermedio.

## 2. OBJETIVOS

## 2. Objetivos

1. Evaluar la interfase entre el aditamento intermedio mecanizado de titanio y la estructura protésica confeccionada con titanio colado, con aleación de Cr-Co o con una aleación con alto contenido en oro, tanto sin cementar el aditamento mecanizado de titanio y la estructura protésica como una vez cementados los mismos.
2. Determinar si existen diferencias en la magnitud de la interfase en la conexión aditamento intermedio mecanizado de titanio-estructura protésica sin cementar al confeccionar la estructura protésica con titanio colado, con una aleación de Cr-Co o con una aleación con alto contenido de oro.
3. Determinar si existen diferencias en la magnitud de la interfase en la conexión aditamento intermedio mecanizado de titanio-estructura protésica cementada al confeccionar la estructura protésica con titanio colado, con una aleación de Cr-Co o con una aleación con alto contenido de oro.
4. Determinar si existen diferencias en la magnitud de la interfase aditamento intermedio mecanizado de titanio-estructura protésica antes y una vez cementado el aditamento intermedio a la estructura protésica.
5. Determinar la resistencia a la torsión del conjunto implante-aditamento intermedio-estructura protésica cementada usando estructuras protésicas fabricadas con titanio colado o con una aleación de Cr-Co o con una aleación con alto contenido en oro.
6. Determinar si existen diferencias en la resistencia a la torsión si se usa titanio colado, aleación de Cr-Co o aleación de alto contenido en oro en la confección de la estructura protésica.
7. Determinar la eficacia clínica en 15 pacientes consecutivos de la prótesis de titanio colado cementada al aditamento intermedio de titanio mecanizado.



### **3. ESTADO ACTUAL DE LA CUESTIÓN**

## **3. Estado actual de la cuestión.**

### **3.0 Introducción**

Durante estos años se ha visto un rápido y remarcable desarrollo de la odontología implantosoportada. La búsqueda de resultados predecibles a largo plazo ha despertado varias inquietudes a los investigadores, tanto en cuanto a los materiales que se usan como a las técnicas empleadas durante la práctica clínica. Una de estas cuestiones está relacionada con el tipo de conexión entre la restauración y el implante. Las restauraciones implantosoportadas pueden ser retenidas mediante el tornillo de fijación o transepitelial (en el caso de restauraciones directas a implantes, como por ejemplo, las realizadas con el pilar tipo UCLA), mediante cemento dental o una combinación de ambos (por ejemplo, las prótesis cementadas pero que tienen un tornillo palatal o lingual).

Las prótesis atornilladas tienen una historia de aplicación con éxito bien documentada en pacientes completamente edéntulos<sup>1,2,3,4</sup>. De todos modos, a causa del aumento de tratamiento en pacientes parcialmente edéntulos, se van desarrollando nuevos conceptos restaurativos en el campo de la prótesis sobre implantes, en los que se incluye las restauraciones cementadas. Es un hecho que comparando las restauraciones cementadas con las atornilladas, las restauraciones cementadas tienen una documentación científica limitada<sup>5,6</sup>. No existe evidencia clínica de que un método sea mejor que el otro y la elección de realizar uno u otro depende en muchas ocasiones de las preferencias del clínico<sup>7</sup>.

Las prótesis cementadas se han convertido en muchos casos como la restauración de elección para el tratamiento de pacientes con implantes. Esta evolución empezó tras la modificación del aditamento tipo UCLA, que desarrolló una nueva filosofía para soluciones protésicas. Por ejemplo, se fabricaron aditamentos hechos a medida e individualizados para cada caso para solucionar problemas estéticos y problemas de angulaciones desfavorables entre implantes, que los fabricantes no habían previsto. Lewis y cols fueron en 1988 los primeros en describir una técnica nueva para fabricar

restauraciones implantosoportadas sobre implantes Branemark (Nobel Biocare, Göteborg, Suecia) directamente sobre la cabeza del implante y no sobre el pilar transepitelial a fin de poder rehabilitar pacientes con poco espacio interoclusal<sup>8</sup>. En 1989, avanzando un poco más, Lewis y cols describieron la fabricación de coronas telescópicas que se cementaban sobre aditamentos hechos a medida e individualizados tipo UCLA, es decir, directamente sobre la cabeza del implante, para solucionar angulaciones desfavorables entre implantes<sup>9</sup>. Actualmente, existen en el mercado muchos pilares para realizar restauraciones cementadas<sup>10</sup>, así como pilares para tallar en el laboratorio de titanio o de cerámica. Algunas casas comerciales también disponen de la posibilidad de mecanizar pilares hechos a medida e individualizados asistido por ordenador<sup>11</sup>. Todos estos pilares pueden más tarde modificarse en boca para trabajar mejor con los tejidos blandos. La preparación de estos pilares debe realizarse con gran cantidad de irrigación para prevenir el sobrecalentamiento<sup>12</sup>.

En las restauraciones atornilladas, el tornillo confiere a la prótesis una unión sólida entre la restauración y el pilar o entre la restauración y el implante, en caso de haber utilizado pilares tipo UCLA. En las restauraciones cementadas, este tornillo protésico se elimina básicamente por razones relacionadas con la estética, la estabilidad oclusal y con la fabricación de estructuras que tengan ajuste pasivo<sup>13,14,15</sup>. También se ha argumentado que la capa de cemento puede absorber las fuerzas directas sobre el implante y puede maximizar así la distribución de estas fuerzas en todo el complejo hueso-implante-corona<sup>16,17</sup>.

Los factores que en la bibliografía influyen sobre la elección de restauraciones atornilladas o cementadas son:

1. Facilidad de fabricación y coste
2. Pasividad de la estructura protésica
3. Retención
4. Oclusión
5. Estética

### **3.1 Facilidad de fabricación y coste**

La fabricación de prótesis cementorretenidas es más fácil que la fabricación de prótesis atornilladas, pues se siguen técnicas protésicas tradicionales y no hay necesidad de un grado especial de formación de los técnicos de laboratorio. Además, para la confección de prótesis cementorretenidas se usan menos componentes protésicos y los que se usan son más baratos<sup>7,18,19,20,21</sup>. El hecho de que sea más fácil realizar la prótesis implica, en general, menor tiempo de sillón, lo que minimiza la relación coste-beneficio y hace aumentar la eficiencia de los clínicos<sup>21</sup>.

En los casos en que los implantes tengan una convergencia de más de 17 grados, el uso de restauraciones atornilladas no es simple y precisa de la fabricación a medida de pilares, que comporta un alto grado de pericia por parte del técnico de laboratorio y un precio más alto<sup>18</sup>.

### **3.2 Pasividad de la estructura protésica**

#### **3.2.1 Distorsión**

La fabricación de prótesis sobre implantes requiere muchos pasos clínicos y de laboratorio que deben ser muy precisos<sup>22,23</sup>. En cada etapa durante la fabricación de este tipo de prótesis puede introducirse algún pequeño error, que resultará en una distorsión de la posición de la prótesis respecto a los implantes. Nicholls<sup>24,25,26</sup> definió la distorsión que puede ocurrir durante la fabricación de la estructura protésica como “movimiento relativo de un punto o grupo de puntos, alejándose respecto a una posición de referencia fijada originalmente”. Esta distorsión puede ocurrir en las tres dimensiones del espacio, en los ejes de rotación y de translación. Puede suceder en cualquier etapa desde la impresión a la entrega de la prótesis y se expresa a través de la “ecuación de la distorsión”, que es la suma de todas las pequeñas distorsiones que han acaecido durante la fabricación de la prótesis. Cuando el total de estas distorsiones es cero se consigue el

ajuste totalmente pasivo. En la literatura se cuestiona si es posible conseguir este ajuste completamente pasivo<sup>23,24,25</sup>.

A continuación se estudian posibles factores a tener en cuenta, en los que pueden introducirse errores que causen distorsiones durante la toma de impresiones, durante la fabricación del modelo maestro, durante el encerado, durante el revestimiento y el colado, durante la carga de porcelana o durante la entrega de la prótesis al paciente.

### **3.2.1.1 Durante la toma de impresiones**

- ⇒ Uso del método de reposición o de arrastre de los pilares de transferencia: en la literatura el método de arrastre de los pilares de transferencia muestra resultados más consistentes que el método de reposición, que muestra variaciones mayores en la posición del análogo de laboratorio. Los errores introducidos con el método de reposición son en los ejes de rotación y en el vertical<sup>27,28,29</sup>, lo que implica, en casos de restauraciones unitarias, que no encaje el elemento antirrotatorio de la corona y el del implante y, en caso de restauraciones sobre múltiples implantes, que no asiente correctamente la estructura protésica sobre todos los implantes.
- ⇒ Ferulización o no de los transfers de impresión con resina acrílica: existe controversia en este punto. Assif y cols<sup>30</sup> encontraron que la ferulización de los transfers reproducen de forma más fidedigna la posición de los implantes, encontrando diferencias estadísticamente significativas respecto a no ferulizarlos. En cambio, Phillips y cols<sup>31</sup> no encontraron diferencias significativas entre estos dos métodos.
- ⇒ Estabilidad dimensional del material de impresión: En la bibliografía, los materiales basados en polivinilsiloxanos y en poliéteres parecen apropiados para la toma de impresiones de prótesis implantosoportadas<sup>27,28</sup>.
- ⇒ Tolerancia existente entre el transfer de transferencia y el implante o pilar: no hay datos disponibles con respecto a esto para las distintas casas comerciales.

Binon<sup>32</sup> muestra que existe una tolerancia entre estas dos piezas que va desde 3 micrómetros a 101,6 micrómetros, dependiendo del tipo de implante. Debería conocerse la tolerancia de los componentes que se están usando, pues varía según la casa comercial.

### **3.2.1.2 Durante la fabricación del modelo maestro**

- ⇒ Expansión de fraguado del yeso: el yeso tipo IV, que es el que normalmente se emplea para la confección de modelos para realizar prótesis implantosoportadas, muestra una expansión del 0.1% mientras que la del yeso tipo V es del 0,3% . Esta expansión se compensa con la contracción de las aleaciones usadas durante el colado<sup>33</sup>, por lo que debería utilizarse un tipo de yeso u otro dependiendo de la contracción del metal que se use posteriormente en el colado.
- ⇒ Tolerancia entre el tr nsfer de toma de impresión y el análogo de laboratorio: muchas casas comerciales omiten esta tolerancia en sus especificaciones.

### **3.2.1.3 Durante el encerado**

- ⇒ Distorsión de la cera: La cera es el material dental que tiene el coeficiente de expansión térmica más alto. Su estabilidad dimensional est  muy condicionada por los cambios de temperatura. Los cambios dimensionales resultantes de estos cambios de temperatura pueden ser la causa de colados con un ajuste pobre, si no se compensa. La contracción de la cera al enfriarse desde líquido a sólido puede ser de hasta el 0.4%. Además, a causa de que su calentamiento no es uniforme en toda la superficie, la contracción tampoco lo es<sup>34</sup>.
- ⇒ Tolerancia entre el análogo de laboratorio y el pilar: muchas casas comerciales omiten esta tolerancia en sus especificaciones.

### **3.2.1.4 Durante el revestimiento y el colado**

- ⇒ Expansión del revestimiento: Los revestimientos de fosfato presentan un expansión de fraguado que va del 0,23% al 0,50%. Su expansión higroscópica va del 0,35% al 1,20% y su expansión térmica va del 1,33% al 1,58% (700 grados C)<sup>34</sup>. Esta expansión debe compensar la contracción que sufrirá el metal al enfriarse después del colado<sup>35</sup>.
- ⇒ Contracción del metal: Se ha mostrado que la contracción del metal ocurre en tres etapas: (1) contracción térmica en el metal líquido entre la temperatura a la que se calienta el metal y la temperatura del líquido; (2) contracción del metal debida al cambio desde el estado líquido al sólido; (3) contracción térmica del metal en estado sólido que ocurre debida a la temperatura ambiente. Por ejemplo, la contracción de las aleaciones dentales va desde el 1,42% en la aleación de oro tipo III al 1,56% en la aleación de oro tipo I<sup>36</sup>.

### **3.2.1.5 Durante la carga de la cerámica**

La distorsión sucede dentro del cuerpo de estructuras metálicas curvadas y largas durante los ciclos de la carga de la cerámica. El patrón de distorsión en un colado curvo provoca que las partes más posteriores se cierren (se mueven hacia palatino o lingual) y las porciones más anteriores se abran (se mueven labialmente). Se ha demostrado que esta distorsión está causada tanto por los cambios de la estructura metálica como por la contracción de la porcelana y que sucede sobretodo durante el desgaseado y durante el glaseado final de la porcelana<sup>37</sup>. Diversos autores manifiestan distorsiones significativas en las estructuras metálicas durante la carga de la cerámica<sup>38,39,40</sup>. Cabe destacar que debe tenerse especial cuidado en que no queden restos de cerámica dentro de la estructura metálica, pues impiden un correcto asentamiento de la corona. Germalmaz<sup>41</sup> concluye en un artículo que debe encontrarse un método eficaz para la eliminación de estos restos de cerámica en las coronas terminadas.

### **3.2.1.6 Durante la entrega de la prótesis al paciente**

- ⇒ Tolerancia entre los pilares y los implantes: muchas casas comerciales omiten esta tolerancia en sus especificaciones.
- ⇒ Habilidad del clínico de detectar y juzgar la pasividad de la estructura metálica: depende mucho de la experiencia del clínico, así como de los instrumentos y métodos utilizados para la determinación del ajuste y de la pasividad.
- ⇒ Flexión mandibular: Se han realizado muchos estudios clínicos sobre la flexión de la mandíbula edéntula y parcialmente edéntula<sup>42,43,44,45,46,47,48</sup>. Hobbirk y Schwah<sup>49</sup>, en un estudio piloto, mostraron que en pacientes edéntulos mandibulares rehabilitados con implantes, existía un movimiento mandibular entre la posición de reposo y boca abierta de 420 micrómetros entre los implantes y se transmitía una tensión a estos de 16 N. Se demostró también que las fuerzas y desplazamientos eran mucho menores durante movimientos de lateralidad que durante los movimientos de apertura y protrusión. Los autores también constatan diferencias amplias entre los individuos y observan la mayor tendencia al desplazamiento en mandíbulas finas con implantes separados.

Se puede asumir que la distorsión que ocurre en cada uno de estos estadios es probablemente muy pequeña y que seguramente es clínicamente insignificante. De todos modos, la suma de todas las distorsiones que ocurren en los distintos estadios puede ser causa de tensiones importantes en el complejo implante-prótesis.

## **3.2.2 Ajuste marginal en estructuras protésicas**

### **3.2.2.1 Métodos de medición del ajuste marginal**

Existen diversos métodos para la medición del ajuste marginal de las coronas, tanto sobre diente natural como sobre muñón atornillado en el implante o sobre el mismo



implante. Uno de los métodos más usados es el de la imagen. Este método consiste en la medición sobre la imagen del desajuste que existe entre dos piezas. Con este método puede medirse el plano horizontal y el vertical, pero no puede medirse la profundidad. Las imágenes pueden obtenerse con microscopio. Diversos investigadores<sup>50,51,52</sup> utilizan el microscopio óptico. Colocan la muestra de forma perpendicular al microscopio para observar el desajuste que existe entre la estructura protésica y el muñón y después lo miden. Otros autores<sup>53,54,55</sup> utilizan el microscopio electrónico de barrido (SEM) para obtener mayor aumento en las imágenes. Colocan la muestra de forma perpendicular al haz de electrones para observar el desajuste que existe entre la estructura protésica y el muñón y posteriormente lo miden. Estos métodos presentan limitaciones. Una de ellas ya se ha citado anteriormente, y hace referencia a los ejes que pueden medirse y a los que no. Además, existe evidencia<sup>56,57</sup> de que una variación en el grado de inclinación de la muestra causa un error de proyección de hasta un 15%. Jemt y cols<sup>58</sup> hace referencia a cuatro métodos para medir el ajuste marginal. Dos de ellos, desarrollados en centros de Estados Unidos, consisten en técnicas de medición con galgas calibradas. Otro, también desarrollado en Estados Unidos, utiliza un láser para efectuar la medición y otro, realizado en Suecia, utiliza un método en que se miden unos fotogramas en tres dimensiones. Comparan estos métodos y ven que tienen una precisión de más menos 5 micrones, pues al hacer mediciones repetidas se obtienen resultados con una desviación típica de 5 micrones. Concluyen que debe tenerse en cuenta este valor a la hora de comparar ajustes obtenidos con distintos métodos. Mitchell y cols<sup>59</sup> propugnan la medición con galgas calibradas como método no destructivo para valorar adecuadamente el ajuste marginal absoluto de distintos tipos de coronas, pues se puede valorar el ajuste de todo el contorno de la corona.

### **3.2.2.2 Ajuste marginal en muñones dentarios**

Un ajuste marginal correcto para coronas sobre muñones dentarios se considera como prerequisite fundamental para el éxito de dichas coronas<sup>60</sup>. El margen debe quedar lo más cerca posible del pilar para minimizar el espacio que existe entre el pilar y la

corona. Si quedase muy separado podría aumentarse el riesgo a sufrir inflamación gingival, hipersensibilidad dentaria o caries secundaria<sup>61</sup>.

Al hablar de ajuste de coronas cementadas sobre muñón dentario cabe diferenciar dos conceptos. Por una parte, el ajuste marginal entre la corona y el muñón dentario que clínicamente puede considerarse aceptable y por otro el asentamiento de la corona sobre el muñón dentario preparado que dependiendo de la línea de terminación o del espesor de la capa del cemento usado puede asentar o no correctamente sobre el muñón, afectando por tanto el ajuste marginal entre la corona y el muñón.

La literatura no muestra acuerdo en lo que se considera un ajuste marginal correcto. Existen autores que propugnan un ajuste marginal correcto cuando existe un espacio entre la corona y el muñón inferior a los 25 micrómetros<sup>62</sup> y otros que aceptan hasta 119 micrómetros<sup>63</sup>.

Para poder comparar la literatura sobre el ajuste de coronas debe diferenciarse el material en que se han colado o mecanizado las estructuras protésicas y la técnica que se ha utilizado.

Comparando el ajuste obtenido en coronas fabricadas por galvanofórmación y coronas coladas de forma convencional, Holmes y cols<sup>64</sup> reportaron diferencias estadísticamente significativas entre los ajustes marginales de coronas galvanofórmadas (36+/-24 micrómetros) y de coronas con colado convencional (64+/-32 micrómetros). Pettenò y cols<sup>52</sup> publicaron ajustes antes de cargar la cerámica de 14+/-5 micrómetros para coronas galvanofórmadas, 16+/-5 micrómetros para coronas coladas en aleación de alto contenido en oro y de 11+/-2 micrómetros para coronas coladas con Captek ( aleación compuesta de: 88,2% oro, 4% platino y 2,8% plata). Tras cargar la cerámica manifestaron ajustes de 32+/-14 micrómetros para las coronas galvanofórmadas, 31+/-20 micrómetros para las coronas coladas en aleación de alto contenido en oro y significativamente peor, 68+/-28 micrómetros para las coladas con Captek. Estos autores recogían 70 micrómetros como ajuste clínicamente aceptable, por lo que consideraron que casi todas las coronas ajustaban correctamente, aunque hubieron algunas muestras confeccionadas con Captek que tuvieron un desajuste mayor al cargar la cerámica. Raigrodski y cols<sup>65</sup> reportaron un ajuste de 20 micrómetros en coronas

galvanoformadas en oro de 24 quilates antes de cargar la cerámica. Hämmerle y cols<sup>66</sup> reportaron diferencias significativas, en la magnitud del desajuste marginal entre coronas terminadas coladas de forma convencional (36 micrómetros) y coronas con el núcleo metálico realizado con galvanoformación (53,7 micrómetros).

El titanio es un metal que ha entrado con fuerza en el mundo de la prótesis gracias a su excelente comportamiento biológico. Fonseca y cols<sup>67</sup> publicaron un ajuste marginal de 84,43 micrómetros para estructuras metálicas coladas con aleación de titanio (Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V), 86,09 micrómetros para estructuras coladas con titanio comercialmente puro y de 58,11 micrómetros para la aleación control de paladio-plata (estadísticamente mejor). Después de cargar la cerámica obtuvieron un ajuste de 106,78+/-9,46 micrómetros para las coronas realizadas en aleación de titanio, 117,22+/-17,82 micrómetros para las coladas en titanio comercialmente puro y de 98,70+/-8,67 micrómetros para las realizadas con aleación de paladio y plata. Concluyeron que la aplicación de la cerámica podía empeorar un poco los ajustes obtenidos con las estructuras metálicas. Contreras y cols<sup>68</sup> realizaron coronas como en el anterior estudio y midieron un ajuste marginal de la estructura metálica de las coronas con microscopio óptico de 83.9+/-26.1 micrómetros cuando colaban con titanio comercialmente puro, 50.8+/-17.2 micrómetros al usar aleación de titanio (Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V) y de 45.2+/-10.4 micrómetros cuando usaban la aleación control de Pd-Ag. Encontraron diferencias significativamente peores cuando usaron titanio o aleación de titanio para colar la estructura, que cuando usaron la aleación de plata-paladio. Corrigieron las estructuras con un sistema de mecanizado con descargas eléctricas (EDM) y obtuvieron unos ajustes para el titanio comercialmente puro de 50.6 micrómetros y de 24,5 micrómetros para la aleación de titanio. Valderrama y cols<sup>69</sup> compararon los ajustes de estructuras metálicas coladas con aleación de titanio y con aleación de oro-platino-paladio, medidos mediante microscopio electrónico de barrido, y reportaron desajustes marginales de 47 a 61 micrómetros para cada aleación, respectivamente. Oruç y cols<sup>70</sup> compararon con el microscopio electrónico de barrido el ajuste marginal de coronas coladas en Cr-Ni y en Ti comercialmente puro con el protocolo de Dentaurum y cementadas a un muñón dentario con cemento de ionómero de vidrio. El ajuste marginal de las estructuras metálicas de las coronas en Cr-Ni era mejor que con el Ti (51 micrómetros), pero no era significativo. Tras cargar la cerámica tampoco se vieron diferencias significativas entre los dos grupos. Consideraron todas

las coronas como clínicamente aceptables. Leong y cols<sup>71</sup> compararon el ajuste marginal de coronas mecanizadas en titanio (sistema Procera), de coronas coladas en titanio y de coronas coladas en aleación noble como control. Obtuvieron ajustes marginales de 54 micrómetros, 60 micrómetros y de 25 micrómetros para cada uno de los tres grupos, respectivamente. Constataron diferencias significativamente peores en el ajuste de las coronas realizadas en titanio, ya fuera mediante mecanizado en frío o colado, respecto a las coladas en aleación noble.

Actualmente se están utilizando sistemas totalmente cerámicos para la confección de prótesis, donde se usan el óxido de aluminio o el óxido de zirconio como núcleo de las restauraciones. Boerning y cols<sup>72</sup> midieron clínicamente el ajuste de coronas procera con núcleo de óxido de alúmina en anteriores y posteriores. Lo hicieron poniendo dentro de la corona silicona liviana y después asentando la corona sobre el muñón dentario. Posteriormente retiraban la silicona de dentro de la corona y medían los grosores con la ayuda de un microscopio óptico. En los dientes anteriores, los ajustes medidos iban de 80 a 95 micrómetros y en los posteriores, de 90 a 145 micrómetros. Concluyeron que el ajuste obtenido con este método es comparable con otros sistemas, aunque peor que con los metales. Groten y cols<sup>56</sup> estudiaron el ajuste marginal con microscopio óptico de una corona totalmente cerámica mecanizada durante las distintas fases de confección. Tras el mecanizado midieron un desajuste de 25.1+/-5.1 micrómetros y tras la aplicación de cerámica de 18.3+/-4.1 micrómetros. Una vez tuvieron la corona terminada, midieron el desajuste entre la corona y el muñón del modelo en un microscopio electrónico de barrido y cuantificaron así un desajuste de 23.0+/-7.6 micrómetros, Concluyeron que no constataron ninguna diferencia en la magnitud del desajuste ni durante el proceso de fabricación ni con el método de medición usado. Obtuvieron los mismos valores de desajuste tanto con el SEM como con el microscopio óptico. Sulaiman y cols<sup>73</sup> demostraron la existencia de diferencias estadísticas en la cantidad de desajuste marginal si realizaban coronas en In-Ceram (desajuste marginal de 161 micrómetros), Procera (desajuste marginal de 83 micrómetros) o en IPS Empress (desajuste marginal de 63 micrómetros). Karlsson<sup>74</sup> estudió el ajuste de coronas procera en el modelo y colocado en boca. Midió un desajuste marginal de 60 micrómetros en el modelo y de 70 micrómetros en boca.

Lin y cols<sup>75</sup> manifestaron la importancia de la línea de terminación del muñón dentario al medir el desajuste marginal. Compararon la adaptación marginal de núcleos de Procera según las distintas terminaciones realizadas en el pilar. Con filo de cuchillo obtuvieron un desajuste de 135+/-79 micrómetros, con chánfer 64+/-38 micrómetros, con hombro redondeado a 0.8 mm 51+/-34 micrómetros y con hombro redondeado a 0.5 mm 68+/-56 micrómetros. A la vista de sus resultados concluyeron que no recomendaban el uso de acabados en filo de cuchillo. Gavelis y cols<sup>76</sup> también concluyeron que terminaciones en hombro de 90 grados eran las que permitían un mejor asentamiento de las coronas al cementarlas. Hummert y cols<sup>77</sup> estudiaron el ajuste marginal con un microscopio óptico de unas coronas confeccionadas sobre un modelo con una línea de terminación de 90 grados y midieron un desajuste de 25,3 micrómetros. En cambio Akase y cols<sup>78</sup> no apreciaron diferencias en ajuste marginal si se realizaba una línea de acabado en chánfer o en hombro recto. Lo que sí que constataron fueron diferencias en ajuste marginal dependiendo del cemento que usaban. Cementaron con cementos de resina (Panavia EX y Superbond C&B), oxifosfato de zinc, ionómero de vidrio y cemento de carboxilato. Con el que obtuvieron mejor asentamiento fue con el cemento de resina Panavia EX y con el que peor asentaba la corona era con el Superbond C&B. Utz y cols<sup>79</sup> estudiaron el ajuste marginal con microscopio óptico de coronas realizadas con acabado en chánfer y con convergencia de 12 grados. Antes del cementado el desajuste era de 105+/-43 micrómetros y tras el cementado con oxifosfato de zinc el desajuste medía 142+/-33 micrómetros, con ionómero de vidrio reforzado con resina 159+/-20 micrómetros y con ionómero de vidrio 127+/-6 micrómetros. Para conseguir un asentamiento correcto de la corona sobre el muñón se aconseja realizar unos surcos axiales en la pieza a cementar para que el cemento fluya de la pieza colada<sup>80</sup>, utilizar cargas dinámicas durante el asentamiento de la prótesis<sup>81</sup> y colocar una capa fina de cemento de la superficie interna lateral de la prótesis a cementar<sup>82</sup>.

### 3.2.2.3 Ajuste marginal en prótesis sobre implantes

Al realizar prótesis sobre implantes el ajuste marginal no es tan necesario para evitar caries secundaria ni hipersensibilidad dental, pues obviamente, el pilar metálico o cerámico no puede sufrir este tipo de patología, pero si que es necesario para evitar patología periodontal, pues si existe un desajuste marginal pueden acumularse en esa zona bacterias periodontopatógenas. Además es importante que exista un ajuste pasivo, es decir, sin la aplicación de fuerzas externas, a fin de evitar problemas mecánicos. Cabe distinguir entre los conceptos de ajuste marginal y ajuste pasivo. Ajuste marginal implica la relación de encaje que tienen dos cuerpos de forma estática, es decir, la cantidad de interfase que existe entre una estructura protésica y el muñón sobre el que encaja y sobre el que se fija mediante un tornillo o cemento dental. Ajuste pasivo implica el mismo concepto que ajuste marginal pero con un añadido. Este encaje entre estas dos partes debe ser pasivo, es decir, los cuerpos deben encajar sin que exista una fuerza externa que los haga encajar. Es por esto, como se verá posteriormente, que las prótesis atornilladas se considera que tienen un mejor ajuste marginal pero peor ajuste pasivo y las prótesis cementadas tienen un peor ajuste marginal pero un mejor ajuste pasivo. Revisando la bibliografía que va publicándose respecto a la prostodoncia implantosoportada en general se constata que continuamente se publican nuevas ideas para conseguir prótesis que ajusten óptimamente sobre los pilares, lo que nos hace pensar que con las técnicas que se emplean hoy en día no sea posible aún obtener un ajuste marginal óptimo con un ajuste completamente pasivo. A continuación se revisarán distintas técnicas que se emplean para tal fin.

Ness y cols<sup>83</sup> intentaron fabricar prótesis con un ajuste marginal óptimo y pasivas mediante el uso de resinas autopolimerizables. Fabricaron 5 estructuras con 3 tipos de resina autopolimerizable diferentes que existen en el mercado, sobre 5 implantes de conexión de hexágono externo. Dejaron fraguar las estructuras durante 24 horas y posteriormente midieron el ajuste de las estructuras de resina sobre los pilares. Concluyeron que el ajuste de las estructuras era distinto según el tipo de resina que se usaba y que ninguno de los tres tipos ofrecía una exactitud óptima en el ajuste marginal.

Algunos autores propugnaron el hecho de cortar las estructuras coladas y después soldarlas en la posición que se había tomado en boca, a fin de conseguir una correcta pasividad de la estructura. Jemt y cols<sup>84,85</sup> probaron en dos estudios distintos la pasividad de estructuras que se habían soldado con láser y concluyeron que este método tampoco contribuía a obtener pasividad en las estructuras protésicas a nivel de la conexión implante- prótesis. En uno de ellos<sup>84</sup> compararon el ajuste mediante una técnica fotogramamétrica de los colados realizados con una aleación de oro y con titanio cortado y posteriormente soldado con láser. Midieron desajustes marginales de 42+/-8 micrómetros y de 43+/-16 micrómetros, respectivamente. En otro estudio<sup>85</sup> compararon mediante la misma técnica el ajuste de 5 prótesis completas realizadas en el maxilar y de 10 prótesis completas realizadas en mandíbula. Estas prótesis consistían en una estructura única colada en aleación de oro que ferulizaba todos los implantes y sobre la cual se colocaban los dientes de resina. Midieron un desajuste medio de 42+/-15 micrómetros y de 74+/-38 micrómetros en el plano horizontal para las prótesis realizadas en el maxilar y la mandíbula, respectivamente. En cuanto a la distorsión angular, midieron una distorsión de 51+/-35 micrómetros en las prótesis mandibulares y de 70+/-75 micrómetros en las prótesis maxilares. Manifestaron encontrar una correlación positiva entre la cantidad de distorsión de la estructura protésica y la anchura y la curvatura de las estructuras a colar. En otro estudio, Jemt<sup>86</sup> comparó las mediciones realizadas del ajuste de 7 prótesis completas maxilares y 10 mandibulares implantosoportadas colocadas en boca y en las réplicas de los implantes del modelo maestro. En los modelos midió un desajuste marginal de 37+/-18 micrómetros para las prótesis mandibulares y de 75+/-40 micrómetros para las maxilares. Cuando realizó las mediciones en pacientes de forma no invasiva mediante técnicas de medición de fotogramas en tres dimensiones, constató la existencia de un desajuste de 90+/-51 micrómetros para las prótesis mandibulares y de 111+/-59 para las maxilares. Concluyó que la distorsión medida en las prótesis maxilares es significativamente mayor que la medida en las prótesis mandibulares. La fabricación de estructuras metálicas protésicas mediante encerado, colado, cortado de la estructura y soldadura tampoco asegura el hecho de conseguir estructuras pasivas, como queda patente en estudios de Klineberg y Murray<sup>87</sup> y Waskewitz y cols<sup>88</sup>. Klineberg y Murray<sup>87</sup> proponen que el 90% de la superficie de contacto entre el pilar y la supraestructura protésica tiene un desajuste de

unos 30 micrómetros. Manifestaron que este desajuste no era detectable clínicamente, por lo que visualmente la estructura protésica tendría un ajuste correcto, pero que durante el apretado del tornillo se introducirían tensiones en la estructura. Riedy y cols<sup>89</sup> midieron la superficie de contacto entre una prótesis parcial fija implantosoportada y los pilares mediante un digitalizador en tres dimensiones y constataron la existencia de una superficie de contacto pobre entre la prótesis y los pilares producida a causa del apretado del tornillo.

Van Rockel<sup>90</sup> en 1992, Schmitt y Chance<sup>91</sup> en 1995 y LaBarge<sup>92</sup> en 1997 publicaron sobre un método de mecanizado por descargas eléctricas para corregir las estructuras metálicas coladas. Este método consistía en usar cargas eléctricas de alta intensidad para mecanizar el metal o aleación metálica hasta conseguir la forma deseada. Un estudio clínico realizado por Linehan y Windeler<sup>93</sup> demostró que este método podía mejorar de forma significativa el ajuste de las estructuras protésicas. De todos modos, no se obtenían estructuras completamente pasivas.

Existen otras técnicas en las que los pilares se cementan a la estructura protésica, como el Preci-disc<sup>94</sup> (Ceka-Vertrieb, Hannover, Alemania), el KAL (Pilar Cementado Kulzer, Heraeus Kulzer, Wehrheim, Alemania)<sup>95,96,97,98</sup> y el “sistema pasivo” de IMZ<sup>99</sup>. Estos métodos han mejorado el ajuste de las supraestructuras protésicas sobre los implantes, pero no aseguran tampoco la pasividad del ajuste<sup>100,101</sup>. El sistema Preci-disc está diseñado para compensar posibles desajustes producidos en la estructura protésica durante el colado y para reducir las fuerzas que se generan en la prótesis y en los implantes al atornillar la prótesis. Consiste en una pieza mecanizada que se cementa a la prótesis una vez terminada con cemento de resina. Uludamar y Leung<sup>94</sup> compararon en el laboratorio mediante una simulación con un análisis fotoelástico las fuerzas que se inducían a la supraestructura protésica con distintos grados de desajuste vertical (de 10 a 100 micrómetros), con o sin la aplicación del Preci-disc. Concluyeron que el sistema era efectivo a la hora de reducir las tensiones que se inducían en la supraestructura implantosoportada, especialmente cuando los desajustes eran grandes (de 60 a 100 micrómetros). En cambio, Duiyck y Naert<sup>101</sup>, que calcularon las tensiones que se producían a nivel del pilar transepitelial y no sobre la estructura protésica, es decir, más próximo al implante, concluyeron que este sistema no era efectivo para reducir las



tensiones que provocaban desajustes sobre el pilar transepitelial. Constataron además que mediante este sistema se generaban más movimientos de flexión en la prótesis que si no se usaba. Aparicio<sup>96,97</sup> manifestó conseguir un ajuste totalmente pasivo cementando el cilindro de oro, que de forma convencional se sobrecuela en la estructura protésica, a la estructura protésica una vez terminada en boca con cemento de resina. Manifestó tener 64 prótesis realizadas de este modo (39 completas maxilares y 25 completas mandibulares), pero es un estudio clínico donde no se ha evaluado de forma objetiva si se aplican o no tensiones a los implantes o pilares transepiteliales al atornillar la prótesis. Clelland y van Putten<sup>102</sup> estudiaron en el laboratorio si se producían tensiones al atornillar prótesis sobre 5 implantes, simulando una prótesis fija mandibular. Realizaron tres prótesis de forma convencional y tres cementando los cilindros de oro como propugnaba Aparicio<sup>96,97</sup>. Constataron diferencias significativas en las tensiones introducidas a los implantes si se fabricaba la prótesis de forma convencional o cementando los cilindros de oro, pero no encontraron un ajuste totalmente pasivo en ninguno de los dos tipos de prótesis. Watanabe y cols<sup>99</sup> demostraron con el sistema “ajuste pasivo” de IMZ como conseguían un ajuste más pasivo. Realizaron prótesis sobre tres implantes con cuatro métodos distintos: colado en una pieza, colado-cortado-soldado, colado en piezas y soldado y colado y aplicación del “sistema ajuste pasivo”. Este “sistema de ajuste pasivo” son unas piezas intermedias de titanio que se cementan con cemento de resina en el laboratorio a la estructura protésica una vez ésta está terminada. De este modo constataron menos fuerzas transmitidas al atornillar a los implantes, independientemente del orden de atornillado. Con los otros métodos, el orden de atornillado que menos fuerzas transmitía a los implantes era primero el tornillo del implante central y después los laterales. Con el método “sistema pasivo” no había diferencias y el nivel de tensiones transmitido a los implantes era inferior que con los otros métodos, pero no nulos. Una vez se retiraban los tornillos no se apreciaba tensión en los implantes, por lo que concluyen que el peor método para obtener ajuste pasivo es el colado en una pieza y el mejor el de usar el “sistema pasivo”, pero que con ningún sistema conseguían un ajuste completamente pasivo.

Nosotros no hemos encontrado bibliografía publicada que muestre la obtención de ajuste pasivo con protésicas implantorretenidas atornilladas.

En una revisión bibliográfica, Taylor y cols<sup>164</sup> manifestaron que las estructuras cementadas tienen la facultad de poder ser pasivas. Creían que la ausencia de un tornillo para fijar la estructura protésica y el pilar o implante eliminaba la tensión que producen éstos al ser roscados. Las restauraciones cementadas pueden ser pasivas porque se deja un espacio de 25 a 30 micrómetros para alojar al cemento siguiendo el mismo concepto que durante décadas se ha usado en prótesis dentosoportadas convencionales. Si puede fabricarse una estructura que ajuste de forma pasiva sobre múltiples pilares que están fijados a los implantes es poco probable que el cemento que se pone entre la prótesis y los pilares creen algún tipo de tensión a la hora del cementado y se puede conseguir por tanto una estructura pasiva. Un estudio experimental reciente<sup>103</sup> muestra que se consigue un ajuste pasivo significativamente mejor tanto en el eje vertical como en la distorsión angular en estructuras protésicas que irán cementadas que en estructuras realizadas mediante encerado, colado y soldado que irán atornilladas. El ajuste marginal de estas prótesis cementadas será peor que el ajuste de las atornilladas, pues hace falta dejar un espacio entre ambas estructuras para alojar al cemento que después las unirá. Cabe pensar pues que el desajuste marginal se encontrará rellenado con cemento dental una vez la estructura protésica se encuentre cementada, pero cabe recordar que en muchas ocasiones se usan cementos provisionales para poder retirar la prótesis en caso de que fuera necesario, y estos cementos pueden disolverse con el tiempo dejando espacios idóneos para la proliferación de flora bacteriana.

En un estudio realizado de forma conjunta por la Universidad Internacional de Cataluña y la Universidad Politécnica de Cataluña<sup>104</sup> se demostró con el microscopio electrónico de barrido que el ajuste de piezas mecanizadas era mucho mejor que el de piezas coladas y que en las coronas coladas las que ajustaban mejor eran las realizadas en aleaciones con alto contenido en oro (86,70% oro, 10,75% platino) que tenían un desajuste de 10,6+/-4,32 micrómetros. Las piezas coladas en aleaciones seminobles (oro, paladio y plata) mostraban un desajuste de 15,6+/-6,40 micrómetros y las piezas coladas en aleaciones no nobles (aleaciones de cromo-níquel) tenían un desajuste de 17,3+/-9,9 micrómetros. Todas eran piezas o coronas que iban atornilladas a la cabeza del implante.

Keith y cols<sup>50</sup> estudiaron el ajuste marginal en prótesis realizadas sobre implantes ITI cementadas (mediante un muñón macizo) y atornilladas (mediante el pilar Octa), y encontraron que en las prótesis atornilladas el espacio que existía en el margen pilar-prótesis era de 8.8/+5.7 micrómetros, mientras que en prótesis cementadas este margen era de 57.4+/-20.2 micrómetros si se usaba cemento de ionómero de vidrio y de 67.4+/-15.9 micrómetros si se usaba oxifosfato de zinc. En este estudio no se estudiaron cementos provisionales, que puede que sean los más usados para cementar restauraciones implantosoportadas<sup>105</sup>. Es por tanto significativo resaltar la importancia de la capa del cemento usado para coronas cementadas en la cantidad de interfase que se encuentra entre el muñón y la corona. Sutherland y cols<sup>55</sup> publican un desajuste marginal de 168+/-23 micrómetros en coronas totalmente cerámicas cementadas con oxifosfato de zinc sobre pilares Cera-One. También sobre pilares Cera-One, Clayton y cols<sup>53</sup> publican conseguir coronas mediante técnicas de sobrecolado en oro con un desajuste corona-pilar distinto según el cemento dental que utilicen para fijar el conjunto. Con cementos de resina miden un desajuste de 23,667+/-6,802 micrómetros, con cemento de fosfato de zinc 62,167+/-13,348 micrómetros, con cemento de ionómero de vidrio 29,667+/-10,289, con cemento temporal de óxido de zinc eugenol 25,50+/-10,368 micrómetros y con cemento de ionómero de vidrio reforzado con resina 33,33+/-10,614 micrómetros. Akashia y cols<sup>106</sup> compararon la adaptación marginal de los cilindros de oro de prótesis, mediante un microscopio óptico, realizadas sobre pilares Cera-One si se usaban distintos cementos provisionales para cementar la corona. Obtuvieron adaptaciones marginales similares para todos los cementos. Antes de cementar midieron un espacio de 11.7 micrómetros. Al cementar la corona con Temp-Bond® midieron un desajuste de 35.7+/-8.8 micrómetros, con Temp-Bond sin eugenol® 41.7+/-9.0 micrómetros, con Improv® 32.6+/-9.7 micrómetros y con Dycal® 38.2+/-6.7 micrómetros.

Randi y cols<sup>103</sup> midieron en el laboratorio el desajuste de dos estructuras protésicas sobre 3 implantes con pilares cónicos unidas a los implantes por solo un tornillo protésico. Una de estas estructuras estaba confeccionada de forma convencional mediante el sobrecolado en oro de los cilindros de oro de la prótesis y en la otra, se habían cementado los cilindros de oro protésicos a la estructura ya colada mediante

cemento de resina, tal y como propone Aparicio<sup>96,97</sup>. Antes de colar midieron un desajuste de  $4,99 \pm 2,5$  micrómetros entre el pilar y el cilindro de oro de sobrecolado tal y como venía de fábrica. Después de sobrecolar midieron desajustes de  $5,6 \pm 2,4$  micrómetros y de  $7,5 \pm 2,9$  micrómetros en cada implante a medida que nos alejábamos del implante donde había el tornillo protésico. Con la estructura protésica donde se habían cementado los cilindros de oro se midieron desajustes de  $4,0 \pm 1,1$  micrómetros y de  $4,5 \pm 0,5$  micrómetros en los mismos implantes, lo que prueba que hubo un mejor asentamiento en la segunda estructura. Los autores alertan de que estos desajustes pueden variar después de cargar la cerámica o si se hubiesen tomado impresiones, tal y como se hace en clínica.

### **3.2.3 Complicaciones de estructuras no pasivas**

Según la teoría de Skalak<sup>107</sup>, la falta de ajuste pasivo entre las restauraciones protésicas y los pilares o implantes (si la restauraciones va directamente sobre la cabeza del implante) puede originar complicaciones de tipo biológico y mecánico.

- ⇒ Complicaciones biológicas: una carga aumentada se transfiere al hueso y se desarrolla pérdida ósea y microflora en el desajuste que existe entre el implante y el pilar pudiendo causar la pérdida de la osteointegración del implante.
- ⇒ Complicaciones protésicas: aflojamiento o fractura de tornillos o fractura del implante.

En la bibliografía no se ha podido comprobar la teoría de Skalak. Investigaciones realizadas en animales<sup>108,109</sup> y estudios clínicos muy limitados<sup>109,110,111,112,113</sup> indican que es posible que un ajuste no pasivo, hasta cierto límite, no cause necesariamente complicaciones biomecánicas en restauraciones implantosoportadas. Esto no debería afectar al esfuerzo realizado por los clínicos para conseguir prótesis que ajusten pasivamente.

### 3.2.3.1 Complicaciones biológicas

Jemt y Book<sup>113</sup> en un estudio clínico estudiaron la asociación entre el desajuste de la estructura protésica sobre los implantes y la pérdida de hueso marginal durante un periodo de 5 años y no encontraron ningún tipo de correlación estadísticamente significativa. Midieron el desajuste de la prótesis mediante una técnica fotogramamétrica tridimensional y la pérdida ósea con radiografías periapicales tomadas con paralelizador. No encontraron ninguna prótesis que ajustara de forma pasiva. Uno de los grupos tenía distorsiones de  $91 \pm 51$  micrómetros de media y el otro grupo de  $111 \pm 59$  micrómetros de media. Aunque no se pudiera constatar una pérdida ósea causada por el desajuste de la estructura protésica, los autores comentan su preocupación por la fatiga mecánica de los componentes de la prótesis y por los implantes que se habían colocado en huesos de muy poca densidad o en huesos previamente injertados. Otros estudios muestran que podría existir cierta tolerancia biológica en cuanto a desajuste de la prótesis<sup>114,115</sup>. En un estudio realizado por Jemt y cols<sup>116</sup>, se muestra una correlación positiva en tibias de conejos entre desajuste de la prótesis y formación de hueso cuando se aplica torque en el tornillo protésico donde existe el desajuste. Demuestran en una estructura protésica que tiene un desajuste vertical de aproximadamente 1 mm sobre el pilar, que se evidencia mayor remodelación y formación ósea si se aplica una precarga alta (25 Ncm) al tornillo protésico que si se aplica sólo 15 Ncm o si se coloca un prótesis que se considera que no presenta desajuste. Se precisan de más estudios a largo plazo para poder determinar la posible correlación entre el desajuste de las prótesis implantosoportadas y las complicaciones de tipo biológico o mecánico. Michaels y cols<sup>109</sup> también evidencian en modelo animal remodelación ósea alrededor de implantes cargados con prótesis con cierto grado de desajuste. Carr y cols<sup>108</sup> evidencian en prótesis con dos grados de desajuste, 38 micrómetros y 345 micrómetros, colocadas en la mandíbula de monos sin carga oclusal un efecto inverso al esperado. Ven que en el grupo con mayor desajuste se produce menor pérdida ósea, aunque no se encuentren diferencias estadísticamente significativas, pero sí tendencias. Recomiendan más investigaciones sobre el efecto de prótesis con desajustes que estén sometidas a carga oclusal para poder obtener conclusiones clínicamente más válidas. También sería de gran utilidad que existiera un

consenso general entre el desajuste marginal máximo que se podría aceptar como clínicamente correcto entre la estructura protésica y los implantes.

La ausencia de ajuste pasivo en las prótesis atornilladas crea una concentración de tensiones al implante mayor que en las prótesis cementadas. De todos modos, como ya se ha revisado, las prótesis atornilladas muestran un mejor ajuste marginal que las cementadas<sup>117</sup>. En prótesis implantosoportadas este espacio en el margen no predispone a la caries dental, obviamente, pero puede ser un factor de riesgo en la colonización de bacterias periodontopatógenas. En las prótesis cementadas existe un espacio marginal de mayor tamaño que las atornilladas, pero este espacio se rellena con cemento. Cabe destacar el hecho de que en prótesis implantosoportadas se usen normalmente cementos temporales para unir las estructuras protésicas con los pilares o muñones y que este cemento puede disolverse en el tiempo y aumentar así el espacio marginal y por tanto el riesgo de acumulación de microflora en este espacio. La magnitud del ajuste entre la estructura protésica y el pilar o el implante es importante. Estos ajustes no deben permitir la creación de depósitos de patógenos en una zona tan delicada como el margen crevicular, que es donde normalmente está situado esta unión implante-pilar-estructura protésica<sup>104</sup>. Está ampliamente documentado en muñones de dientes naturales, que coronas desajustadas facilitan la acumulación de placa dental que está directamente relacionada con la progresión de la inflamación gingival, crónica y aguda, y es una causa iatrogénica de la etiología de la enfermedad periodontal<sup>118,119,120</sup>. En restauraciones implantosoportadas el filtrado bacteriano y su colonización a causa del desajuste pilar-prótesis puede causar la inflamación de los tejidos blandos<sup>121,122,123,124</sup>. Cuando confeccionamos prótesis sobre implantes no se deben ignorar los datos sobre el éxito, fracaso y la longevidad de prótesis fija convencional. Es obvio que las restauraciones implantosoportadas no pueden padecer caries o hipersensibilidad dentinaria, pero restauraciones con un ajuste marginal pobre pueden tener efectos en la biointegración de la restauración tanto en los tejidos blandos como en los tejidos duros<sup>118</sup>.

Con respecto a la microflora que puede ocupar el espacio que existe entre el pilar o el implante y la estructura protésica cabe resaltar que en un estudio realizado por Keller y cols<sup>125</sup> no se observaron diferencias en los parámetros clínicos y biológicos si se

realizaban prótesis atornilladas o cementadas. Esta conclusión la hizo estudiando implantes de conexión de 8 grados (ITI, Straumann, Suiza). Quirynen y van Steenberghe<sup>126</sup> concluyeron lo mismo pero usando implantes Bränemark, de conexión hexagonal externa, aunque ellos matizaron que los desajustes que se producen en el interior del sistema protésico de estos implantes pueden actuar como reservorio de bacterias y pueden de alguna forma complicar el tratamiento destinado a eliminar la periimplantitis. Estos mismos autores<sup>127</sup> y Berglundh y cols<sup>128</sup>, en investigaciones llevadas a cabo con perros, concluyen que la respuesta de los tejidos periimplantarios y periodontales frente a la proliferación bacteriana es muy similar, constatando que esta proliferación induce reabsorción ósea. Otros autores<sup>129,130</sup> manifiestan que los tejidos periimplantarios son más resistentes a la progresión apical de la infección que los tejidos periodontales y atribuyen esta mayor resistencia a las características de superficie del titanio, que facilita las defensas frente al ataque bacteriano. Listgarten<sup>131</sup> resalta la importancia en el sellado periimplantario de la unión química que existe entre las glucoproteínas hemidesmosómicas de los tejidos gingivales y el óxido de titanio de la superficie del implante. Parece lógico pensar que la gravedad o cantidad de pérdida ósea periimplantaria debe relacionarse tanto con la cantidad del ataque bacteriano como con su calidad (tipos de bacterias), como también con la respuesta del huésped<sup>132</sup>. La composición bacteriana de bolsas profundas periimplantarias es muy similar a la encontrada en las lesiones periodontales avanzadas, en la que ciertos patógenos se encuentran en proporciones más elevadas<sup>124</sup>. Varios investigadores estudiaron el tejido blando que se encontraba alrededor de las zonas de ajuste estructura protésica pilar y encontraron células inflamatorias<sup>133</sup> y microflora típica de enfermedades periodontales progresivas<sup>134</sup>.

Además del ajuste de la estructura protésica con el pilar, también es importante considerar el ajuste entre el pilar y el implante. En esta unión el ajuste viene dado por el fabricante, pues se trata de piezas mecanizadas hechas para conectar la estructura protésica con el implante. El ajuste en este caso está muy relacionado con la tolerancia, que es el pequeño desajuste que da el fabricante para poder encajar las dos piezas sin que exista fricción en exceso. Estos pilares normalmente van atornillados al implante. Cabe destacar que actualmente se están perfeccionando las conexiones para que no exista filtración entre estas dos piezas, pero la literatura<sup>126,135</sup> muestra como existe

microfiltración bacteriana en el desajuste entre el implante y el pilar aún con implantes que muestran un alto nivel de ajuste entre los componentes. Además cabe recordar que estos componentes se encontrarán sometidos a carga durante la función, cuando el paciente utiliza su prótesis. Se ha determinado con técnicas fotoelásticas<sup>136</sup> que la zona de máximo estrés cuando se aplica fuerza sobre la prótesis implantosoportada se encuentra en el pilar intermedio y que existe una correlación positiva entre esta cantidad de tensiones y el desajuste encontrado entre la supraestructura protésica y el pilar intermedio. Así, los micromovimientos adicionales que existen entre los distintos componentes de la prótesis implantosoportada vistos de forma individual causan una abertura del desajuste marginal y producen un efecto de bombeo de microorganismos hacia dentro del desajuste<sup>137</sup>, por lo que la colonización bacteriana puede ser más rápida cuando existen cargas funcionales en la estructura protésica y esta proliferación bacteriana puede contribuir a aumentar el riesgo de inflamación en los tejidos blandos<sup>138</sup>. De todos modos, en la mayoría de casos clínicos se establece un equilibrio ecológico entre la microbiota de dentro de los componentes del implante y del huésped que generalmente puede prevenir de patología periodontal más grave<sup>139</sup>.

Al colocar una prótesis atornillada sólo es necesario una radiografía para verificar que la prótesis ha asentado correctamente sobre el pilar o el implante, antes de proceder a dar el torque indicado por el fabricante a los tornillos protésicos. En las prótesis cementadas, en cambio, es preciso eliminar de forma exhaustiva y cuidadosa todo el cemento remanente, además de la realización de la radiografía. Esta remoción del cemento sobrante es crítica. Waerhaug y cols<sup>140</sup> ha demostrado en dentición natural, que la rugosidad del cemento subgingival que no se retira favorece la acumulación de placa dental y por tanto la inflamación gingival. Los residuos de cemento pueden causar inflamación de los tejidos periimplantarios que causa dolor, eritema, sangrado gingival, profundidad aumentada de sondaje, exudación en el margen gingival y evidencia radiográfica de pérdida ósea<sup>141</sup>. Por lo tanto, es muy importante la eliminación de forma completa de los remanentes de cemento a la hora de evitar inflamaciones yatrogénicas. La remoción de este exceso de cemento no es fácil, sobretodo si los márgenes de la restauración están situados de forma muy subgingival. Esto se ha demostrado de forma fehaciente por parte de Agar y cols<sup>142</sup>, quienes han mostrado que existe una probabilidad distinta de dejar cemento subgingival si el margen está situado a 1,5 ó 3



mm de profundidad subgingival. En este mismo estudio, se demostró que el cemento de resina era el más complicado de eliminar, seguido de los cementos de ionómero de vidrio y de oxifosfato de zinc. No se incluyeron los cementos provisionales. En esta misma investigación también se determinó que los exploradores de acero inoxidable eran los que producían las rayadas más profundas en el pilar, mientras que las curetas de oro y de plástico causaban rayadas más superficiales. Estas rayadas que se producen al retirar el cemento pueden favorecer la acumulación de placa<sup>143</sup> que es muy difícil de remover y que puede conducir a problemas en los tejidos blandos, tal y como ha mostrado Dmytryk y cols<sup>144</sup>.

Unas modificaciones en los componentes protésicos pueden reducir el riesgo de que el exceso de cemento fluya en el margen de la corona y aumentar la habilidad del clínico en detectar y remover este exceso de cemento. El clínico debería usar siempre pilares o muñones colados o mecanizados a medida para cada paciente de modo que pueda situar el margen de la restauración paragingival. Otra solución sería la de confeccionar como un respiradero por lingual de la estructura protésica, de forma que el exceso de cemento fluya por ahí y sea más fácil retirarlo. Este agujero-respiradero, de todos modos, no puede confeccionarse en todas las coronas, pues queda claro que en coronas totalmente cerámicas no puede hacerse pues el agujero introduciría en la restauración líneas de fractura.

Debido a lo complicado que es retirar los excesos de cemento, se deberían citar los pacientes en los que se han cementado las coronas implantosoportadas después de una semana del colocado. De este modo se diagnosticará de forma precoz cualquier cambio o reacción de los tejidos periimplantarios que pueden indicar la presencia de residuos de cemento subgingival.

### **3.2.3.2 Complicaciones mecánicas**

Con respecto a complicaciones protésicas, cabe destacar que la ausencia de ajuste pasivo puede ser la causa más directa de que exista aflojamiento o fractura de tornillos, tanto protésicos como transepiteliales, tal y como se indica en numerosos estudios

clínicos longitudinales<sup>145,146,147,148,149,150,151,152,153,154</sup>. Diversos autores han manifestado una necesidad de reapretamiento del tornillo protésico en las restauraciones unitarias implantorretenidas que va desde el 26% hasta el 45% de los casos rehabilitados<sup>155,156,157</sup>.

Para minimizar la incidencia de aflojamiento de tornillos protésicos se propuso el uso de tornillos de oro y el uso de instrumentos para asegurar la aplicación de un torque correcto a estos tornillos<sup>158,159,160</sup>. Como consecuencia de este torque elevado del tornillo se produce una elongación de éste que, debe estar dentro del límite elástico del metal, que contribuye a mantener la estabilidad de la unión. Esta tensión interna se conoce como precarga interna<sup>160</sup>. Un ejemplo sería el uso del pilar sistema Cera One (Nobel Biocare), en el cual se usa un pilar transepitelial de titanio con forma hexagonal que se une al implante osteointegrado con un tornillo de oro apretado a un torque elevado. En caso de que se aplicase el torque elevado a un tornillo que debe unir dos estructuras que no tienen un ajuste correcto, se producirían tensiones en la supraestructura a causa del apretado del tornillo. Estas tensiones se conocen como precarga externa<sup>161</sup>.

La causa de aflojamiento del tornillo de fijación o transepitelial en prótesis unitarias sobre implantes con una conexión protésica pequeña se atribuye a que en este tipo de prótesis la interfase implante-corona protésica o implante- pilar transepitelial se encuentra muy expuesta a cargas protésicas. El tornillo de retención no está protegido contra fuerzas funcionales y está sujeto a fuerzas laterales, que hacen que la conexión se abra y se vaya aflojando el tornillo<sup>160,162,163</sup>.

Para minimizar las tensiones causadas por la función sobre el tornillo transepitelial y protésico se ha propuesto el uso de conexiones implante- corona protésica internas y profundas, a fin de que la conexión no se abra durante fuerzas funcionales<sup>164</sup>. Estudios clínicos de prótesis realizadas sobre implantes con conexiones de este tipo muestran un índice de aflojamiento de tornillos que va desde el 2,3% al 8,7%<sup>165,166</sup>.

Se ha demostrado también la importancia del ajuste entre todos los componentes de la prótesis a fin de optimizar la precarga que se establece en los tornillos<sup>162</sup>. Se recomienda el uso de piezas mecanizadas, pues el ajuste que se obtiene entre este tipo de piezas es predecible, constante y mucho mejor que con las prótesis coladas<sup>104</sup>. Un buen ajuste

permite la optimización en la aplicación de la precarga en los tornillos que unen ambas piezas<sup>162</sup>.

Otra complicación de la ausencia de ajuste pasivo puede ser la fractura del implante<sup>167</sup>. Es una complicación poco común, pero muy importante, que puede afectar alrededor de un 1.5% de los implantes restaurados en un periodo de tiempo de 3 a 15 años<sup>149,168,169,170</sup>. La mayoría de fracturas ocurre entre el tercer y cuarto paso de rosca, que es donde está el último paso de rosca del tornillo transepitelial<sup>171</sup>.

### **3.3 Retención**

La retención tiene una influencia importante en la ausencia de complicaciones y en la longevidad de las prótesis realizadas sobre implantes. Es un factor que está bastante estudiado en prótesis implantosoportada pues básicamente tiene los mismos fundamentos que las prótesis convencionales sobre pilares naturales<sup>172,173,174,175</sup>. Los factores que tienen que ver con la retención son:

1. Convergencia de las paredes axiales del pilar
2. Altura y superficie del pilar
3. Rugosidad de la superficie del pilar y de la corona
4. Tipo de cemento

#### **3.3.1 Convergencia de las paredes axiales del pilar**

La convergencia de las paredes axiales tiene mucha influencia en la retención de las prótesis cementadas implantosoportadas y dentosoportadas. Jorgensen<sup>176</sup> demostró que una convergencia de 6 grados en la preparación para coronas de dientes naturales era la óptima. Demostró que una convergencia de 15 grados ofrecía tan solo un tercio de la retención que ofrecía una de 6 grados y que si se preparaba el muñón natural con una convergencia de 25 grados, la retención se reducía al 75% de la ideal. Zidan y cols<sup>177</sup>

prueban algo parecido con muñones de molares extraídos. No encontraron diferencias en la retención de los muñones si tenían una convergencia de 6 ó 12 grados, pero seguramente esto se puede atribuir al tamaño muestral, pues el valor p que calcularon era muy próximo a que existieran diferencias (0.06). Sí que encontraron diferencias significativas entre los muñones de 6 y 12 grados, entre los de 12 grados y los de 24 y entre los de 6 y 24 grados. Bernal y cols<sup>178</sup> demuestran una mayor retención en los muñones de restauraciones sobre implantes cementados preparados con una convergencia de 20 grados que con los preparados a 30 grados. La mayoría de fabricantes mecanizan sus pilares a 6 grados, de modo que la retención que se consigue en prótesis implantosoportada cementada es aproximadamente 3 veces mayor que la que se consigue con prótesis dentosoportadas convencionales, pues la mayoría de profesionales tallan los pilares con un convergencia que va de 15 a 25 grados<sup>179</sup>.

### **3.3.2 Altura y superficie del pilar**

La superficie y la altura del pilar están muy relacionados. Kaufman y cols<sup>180</sup> demostraron en pilares naturales que aumentando la altura y la superficie de los pilares se aumentaba la retención y la resistencia de la prótesis. Maxwell y cols<sup>181</sup> también observaron en dientes tallados que a medida que aumentaba la altura del muñón se iba consiguiendo mayor retención. Normalmente los pilares de los implantes ofrecen una altura de las paredes axiales mayores que en los dientes naturales pues los implantes se colocan de forma subgingival, de modo que los márgenes de la restauración se realizan por debajo del margen gingival y por tanto se consigue mayor altura del muñón y mayor superficie de cementado. Cabe tener la precaución de no situar el margen demasiado subgingival, a fin de poder tener un acceso correcto para eliminar el sobrante de cemento. Una excepción de esto son los implantes de áreas de molares. El muñón del implante puede que tenga mayor altura que el del molar, pero la superficie de cementado del muñón del implante es menor que la superficie que ofrece un molar natural tallado<sup>14</sup>. Para evitar esto quizá se podría recomendar el realizar muñones a medida imitando la morfología de un molar tallado para cementar encima de este muñón la corona. Covey y cols<sup>186</sup> probaron tres muñones Cera-One de diferentes

alturas y anchuras. Constataron cuando usaban cementos definitivos que la altura del muñón, así como la relación altura-anchura provocaban diferencias significativas en la retención, pero también concluyeron que el aumento de área del pilar no resultaba en una mejora de la retención, al contrario, la fuerza de retención por unidad de superficie en los pilares anchos era menor que para pilares de anchura estándar. Kent y cols<sup>185</sup> también concluyeron que con pilares Cera-One de 5 mm de altura conseguían el doble de retención que con pilares de 3,7 mm de altura. Bernal y cols<sup>178</sup> también muestran una mayor retención en los muñones de 8 mm de altura que en los de 4mm, independientemente de la convergencia de estos.

### **3.3.3 Rugosidad de la superficie del pilar y de la corona**

Se ha demostrado que paredes axiales rugosas pueden ofrecer mayor retención<sup>61,182</sup>. Ayad y cols<sup>183</sup> prepararon 90 dientes de igual modo pero los terminaron con distinta rugosidad. Hicieron 3 grupos que acabaron o con una fresa diamantada o con una fresa de pulir de carbono de tungsteno o con una fresa de tallar de carbono de tungsteno. Cementaron las muestras con distintos cementos y con el grupo que consiguieron más retención fue con las preparaciones terminadas con fresas de pulir de carbono de tungsteno y las coronas cementadas con cemento de resina. Los pilares y las coronas de prótesis implantosoportadas pueden hacerse más rugosas si se necesita mayor retención con una fresa de diamante o con arenado de partículas abrasivas. De todos modos, la retención que ofrece un pilar mecanizado de 6 grados es normalmente suficiente y no es necesario aumentar su rugosidad para la obtención de suficiente retención.

### **3.3.4 Tipo de cemento**

Los cementos que se usan en prótesis pueden ser definitivos o provisionales. Los cementos definitivos se usan para conseguir una retención más alta y un sellado marginal en el cementado de restauraciones. Los cementos provisionales se usan para la fijación de restauraciones provisionales, a fin de poderlas retirar cuando sea necesario

con facilidad. En prótesis implantosoportada no existe riesgo de caries en los muñones, por lo que puede estar indicado el uso de cementos provisionales a fin de facilitar o posibilitar la remoción de la restauración en caso de que sea necesario, pues tienen mucha menos retención que los cementos definitivos. Al hablar de prótesis implantosoportadas, el poder retirar la prótesis cuando se desee es importante para chequear, reemplazar o reparar las restauraciones implantosoportadas en caso de<sup>105</sup>:

- ⇒ Necesidad de reemplazo periódico de ciertos componentes protésicos
- ⇒ Aflojamiento o fractura de tornillos protésicos (unen prótesis y pilar transepitelial).
- ⇒ Aflojamiento o fractura de tornillos de pilares transepiteliales (unen prótesis con implante directamente o pilares transepiteliales con implantes).
- ⇒ Modificación del diseño de la prótesis si fuese necesario.
- ⇒ Reintervención quirúrgica.

Así pues, el poder retirar la prótesis cuando se quiera es un factor de seguridad importante para el clínico. Debería resaltarse también que a veces es necesario retirar prótesis parciales fijas implantosoportadas para comprobar la higiene del paciente.

La gran desventaja de las prótesis cementadas es que a veces es complicado o imposible retirar la prótesis a demanda. Actualmente, existen menos ocasiones en las que debe retirarse la prótesis a causa del alto éxito de los implantes dentales, pero no debería despreciarse la dificultad de remover este tipo de prótesis. Por esto, se usan de forma frecuente los cementos provisionales con este tipo de restauraciones. Existen diferencias entre los cementos provisionales, como se demostró en un estudio<sup>184</sup>, donde se encontraron diferencias significativas en la retención de los cementos provisionales; se aconsejaba que en caso de tener varios muñones el clínico escogiera los cementos menos retentivos para poder retirar la prótesis si necesario, pero que diesen confort al paciente.

En la bibliografía se constata que los cementos de resina, de ionómero de vidrio o de oxifosfato de zinc aumentan la retención del cementado de las coronas implantosoportadas a los muñones de titanio y reducen el índice de descementaciones si se compara con el uso de cementos provisionales<sup>185,186,187</sup>. En restauraciones implantosoportadas cementadas la elección del cemento es un factor importante a la hora de determinar la retención de la estructura protésica sobre los pilares<sup>188</sup>. La fuerza de retención de los cementos dentales, tanto provisionales como definitivos y tanto sobre muñón natural como dentario es un tema muy estudiado en la literatura.

#### **3.3.4.1 Cementado pilar natural-estructura protésica**

Normalmente la retención de los cementos se estudia mediante ensayos mecánicos de tracción (“pull-out” tests). Es complicado decidir mirando la bibliografía si un cemento ofrece más retención que otro, pues existen bastantes factores que están relacionados con la retención y no existe acuerdo en los artículos en cuanto al tamaño de los muñones, la convergencia, el material a cementar, etc... Zidan y cols<sup>177</sup> probaron la fuerza de retención con distintos cementos definitivos sobre muñones dentarios preparadados con distinta convergencia y vieron que el cemento de resina daba de forma estadísticamente significativa más retención que cementos de oxifosfato de zinc y que cementos de ionómero de vidrio. Broning y cols<sup>189</sup> prepararon unos muñones muy desfavorables en cuanto a retención. Eran de 3 mm de altura y con una convergencia de 28 grados. Cementaron unas coronas con distintos cementos sobre estos muñones y vieron, con diferencias estadísticamente significativas, que el que ofrecía mayor retención era el cemento de resina. Después estaba el ionómero de vidrio que también ofrecía una retención estadísticamente mayor que el oxifosfato de zinc. Ernst y cols<sup>190</sup> obtuvieron valores de tracción más altos cuando cementaban coronas de oro colado con ionómero de vidrio que con ionómero de vidrio con resina (compómero) o solamente resina. Esto está en desacuerdo con los dos estudios anteriormente descritos, pero puede ser debido a que la resina se adhiere directamente sobre la capa de óxido del metal a través del grupo éster del monómero, y el hecho de que en este estudio use un metal precioso que no se oxida podría explicar estos resultados<sup>191,192</sup>.

Cabe destacar que las coronas se encontrarán situadas en un medio hostil, como puede ser la cavidad oral. Esto podría afectar de alguna manera la capacidad de retención de los cementos dentales a lo largo del tiempo. Es por esto que se busca algún modo de simular el medio oral en el laboratorio. Garey y cols<sup>193</sup> demostraron que: 1) el hecho de cargar de forma cíclica las coronas cementadas sobre los muñones en el laboratorio hacía disminuir de forma significativa la fuerza de retención del cemento; 2) someter las muestras a un termociclado, es decir, a cambios bruscos de temperatura durante muchos ciclos, no causaba ninguna influencia significativa en la fuerza de retención del cementado; 3) la contaminación con sangre de la corona a la hora de cementarla sobre el muñón afectaba negativamente a la retención del cemento.

Breeding y cols<sup>188</sup> compararon la fuerza de retención de unas coronas coladas cementadas a muñones de titanio y a premolares naturales tallados del mismo tamaño que los muñones de titanio. Probaron con distintos cementos, todos ellos provisionales y no encontraron diferencias en la retención de los cementos si se usaban en el muñón de titanio o en el muñón natural. El cemento que ofrecía más retención era el Dycal y el que más era el óxido de zinc con eugenol.

En cuanto a la resistencia de estos cementos a la torsión no se dispone de bibliografía. Para hacernos una idea sobre la retención de los cementos a la torsión, cabe revisar al menos la retención que ofrecen los adhesivos de resina a las reconstrucciones dentarias. Cohen y cols<sup>194</sup> publican valores máximos de torsión para dientes endodonciados con postes de acero inoxidable cementados con resina y reconstruidos con un muñón de resina reforzada con titanio y con coronas que van desde 43.005 N\*cm hasta 114.54 N\*cm. Estos mismos autores<sup>195</sup> manifiestan valores de 18.90 N\*cm a 21.42 N\*cm si se reconstruyen los dientes endodonciados solamente con el muñón de resina reforzado con titanio fijado al muñón dentario mediante una resina, sin poste intrarradicular. Si colocan un poste de titanio cementado con resina en el conducto<sup>196</sup>, las reconstrucciones soportan en los ensayos de torsión de 37.64 N\*cm a 51.06 N\*cm. Cohen y cols<sup>197</sup> también prueban solamente con los postes cementados dentro de la raíz y obtienen valores hasta la descohesión del poste-diente de 12 N\*cm hasta 57.20 N\*cm.



### 3.3.4.2 Cementado pilar protésico-estructura protésica

Las estructuras implantosoportadas pueden cementarse con cementos provisionales o definitivos. El uso de uno u otro, obviamente, ofrecerá una retención distinta. Covey y cols<sup>186</sup> obtuvieron una retención a la tracción 3 veces mayor con el cemento definitivo de oxifosfato de zinc que con el de óxido de zinc eugenol. Kent y cols<sup>185</sup> estudiaron si una mayor cantidad de cemento podía ofrecer una mayor retención y compararon el uso de 0,01 ml o 0,02 ml de oxifosfato de zinc y de óxido de zinc eugenol y vieron que la retención no aumentaba, por lo que concluyen recomendando usar la menor cantidad de cemento posible a fin de que sea más fácil retirar el sobrante. Koka y cols<sup>198</sup> miraron si el hecho de tapar o no el agujero de acceso al tornillo de fijación del pilar Cera-One tenía influencia en la retención que ofrecía el cemento a la corona y obtuvieron diferencias significativas, por lo que concluyen que debe taparse el tornillo antes de cementar la corona. Akashia y cols<sup>106</sup> también estudiaron la retención que los cementos provisionales ofrecían en coronas cementadas sobre pilares Cera-One y obtuvieron que de mayor a menor retención ofrecida, el orden de los cementos era el siguiente: Dycal® (71,08+/-9.3 N), Improv® (cemento de acrílico y uretano, 61.8+/-17.1 N), Temp-Bond® (óxido de zinc con eugenol, 58.5+/-14.8 N) y Temp-Bond NE® (óxido de Zn sin eugenol, 51+/-8.2 N). Ramp y cols<sup>199</sup> hicieron pruebas de retención de cementos provisionales con 10 colados sobre un muñón implantosoportado y obtuvieron los valores de retención más bajos con Temp-Bond® y Provilink® y el Neo Temp® fue el que mostró valores más altos, tres veces mayores que con los otros cementos.

A veces, la retención que ofrecen los cementos provisionales no es suficiente, por lo que hace falta usar los definitivos. Mansour y cols<sup>200</sup> estudiaron la retención de distintos cementos con una corona colada sobre un aditamento prefabricado de titanio y obtuvieron que el cemento de resina (36.53+/-8.1 Kg) ofrecía una retención significativamente mayor que el ionómero de vidrio (23.55+/-4.29 Kg) y el ionómero de vidrio reforzado con resina (18.98+/-6.23 Kg) que a su vez ofrecían una retención significativamente mayor que el cemento de oxifosfato de zinc (10.9+/-6.52 Kg) y el de óxido de zinc con eugenol (9.25+/-3.83 Kg) que también ofrecían una retención significativamente mayor que el óxido de zinc con eugenol de otra marca comercial (3.18+/-1.1 Kg). Bernal y cols<sup>178</sup> muestran en muñones de 20 grados de convergencia y

8 mm de altura una retención mayor cuando usan cemento de acrílico y uretano (Improv, 47.7+/-8.4 kg), que con oxifosfato de zinc (38.2+/-8.8 Kg) y que con óxido de zinc con eugenol (35.9+/-4.4 Kg). Cuando usaban óxido de zinc con eugenol con vaselina al 30% en peso casi no obtenían retención (8.2+/-2.2 Kg). Squier y cols<sup>187</sup> estudiaron en un muñón de 5,5 mm de alto y 8 grados de conicidad la retención de distintos cementos y vieron que el que más retención condicionaba era el cemento de resina, seguido del oxifosfato de zinc y el ionómero de vidrio reforzado con resina seguido del ionómero de vidrio y el óxido de zinc con eugenol. Estos dos últimos casi no ofrecían ninguna retención. Además, matiza que con el cemento de resina y el ionómero de vidrio reforzado con resina, el fracaso de la retención viene dada por la fractura de la capa de cemento, mientras que con los otros tipos de cemento viene dada por la descohesión del cemento y el pilar de titanio.

No se dispone de bibliografía que trate de la resistencia de las coronas implantosoportadas a la torsión.

### **3.4 Oclusión**

La oclusión es otro factor a tener en cuenta en cuanto a realizar una prótesis atornillada o cementada. De forma ideal, cuando se repone un molar con un implante, se debería colocar este en la fosa central del molar, para que las cargas vayan cuando se restaure de un forma axial.

El tamaño buco-lingual de un premolar maxilar es de unos 9 mm, mientras que los primeros y segundos molares maxilares miden unos 11 mm<sup>201,202</sup>. La tabla oclusal de los dientes citados es de unos 4,5 mm para los premolares y de 5 a 6 mm para los molares. Las cabezas de los tornillos de fijación tienen un diámetro de unos 3 mm, por lo que el agujero de la chimenea para tener acceso a este tornillo debe ser de al menos 3 mm de diámetro. Estos 3 mm representan el 50% de la tabla oclusal en caso de los molares y de más del 50% en caso de los premolares<sup>14</sup>. El área que ocupa el acceso a la chimenea del tornillo puede que sea crítica a la hora de conseguir una correcta oclusión, especialmente en el sector molar<sup>203</sup>. Como resultado de todo lo explicado queda claro que conseguir contactos de oclusión ideales con restauraciones atornilladas sobre

molares es muy difícil, pues el agujero de acceso al tornillo ocupa una parte significativa de los contactos oclusales apropiados. Para obtener estos contactos se deberían realizar en composite, que es el que normalmente se utiliza para cubrir estos agujeros, pero cabe esperar que estos contactos con composite no sean estables en el tiempo, pues como ha demostrado Ekfeldt y Oilo<sup>204</sup>, el material composite se gasta, sobretodo si el antagonista es cerámica. Con restauraciones cementadas, se consigue que el punto de oclusión sea cerámico, por lo que se mantendrá en el tiempo.

### **3.5 Estética**

La estética también interviene en la selección de realizar prótesis atornilladas o cementadas. Es verdad que los agujeros de acceso a las chimeneas de los tornillos son muy poco estéticos, pero este problema es solamente un problema en premolares y molares mandibulares. Actualmente, con el uso de composites opacos puede disimularse mejor este agujero, aunque es muy difícil que quede completamente estético. Obviamente, este problema no existe con las restauraciones cementadas.

## 4. MATERIALES Y MÉTODOS

## 4. Materiales y método experimental

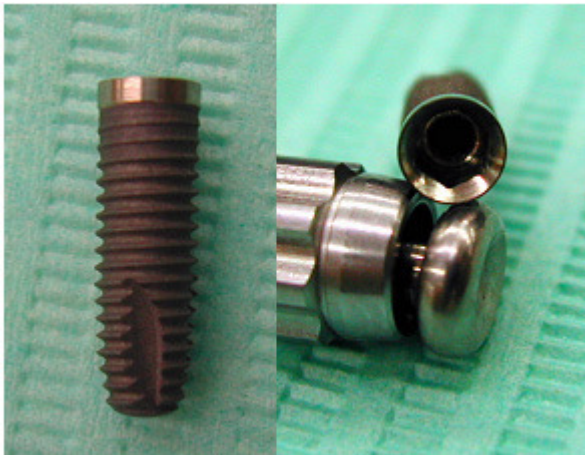
### 4.1 Materiales estudiados

El presente estudio se divide en dos partes: una experimental en el laboratorio y otra clínica.

En la parte experimental de laboratorio se procede a la observación mediante microscopía electrónica de barrido de la conexión pilar o aditamento intermedio y estructura metálica antes y después de cementar ambas partes. Posteriormente se envejecerán las muestras con una cámara climática y se realizará un ensayo de resistencia a la torsión hasta la fractura de la unión pilar intermedio y estructura metálica.

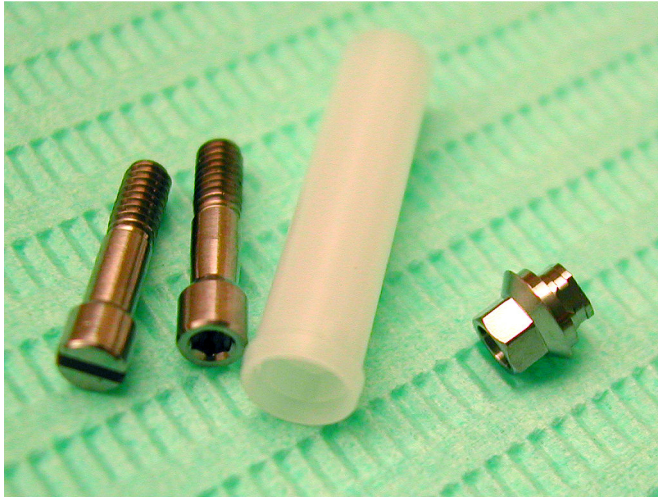
El material que se utiliza en la parte experimental es:

⇒ 4 Implantes Semados de Titanio de 3,75 x 11 mm (Figura 1).



**Figura 1. Implante Semados**

⇒ 21 aditamentos conectores mecanizados de titanio, compuestos de pilar intermedio mecanizado de titanio y de cilindro calcinable para realizar la estructura metálica sobre este pilar (Figura 2).



**Figura 2. Aditamento conector**

⇒ Titanio para colar la estructura metálica (Figura 3).



**Figura 3. Titanio**

⇒ Aleación de cromo-cobalto Wirobond C© para colar la estructura metálica. Composición según la casa comercial: Cobalto (63%), Cromo (31%), Molibdeno (3%), Silicio (1%), Manganeso (1%), Hierro (0.5%), Cerio (0.5%) y máximo 0.02% de Carbono (Figura 4).



Figura 4. Aleación Cr-Co Wirobond C©

⇒ Aleación con alto contenido en oro PontoStar G © para colar la estructura metálica. Composición según la casa comercial: Oro (85.6%), Platino (11.4%) y Indio (2,3%) (Figura 5).



Figura 5. Aleación alto contenido en oro

⇒ Cemento de resina Panavia EX (Kuraray Dental) (Figura 6).



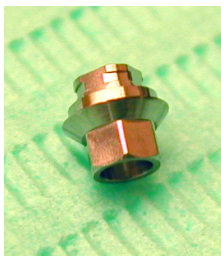
Figura 6. Cemento resina Panavia EX

En la parte clínica se trataron 15 pacientes parcialmente edéntulos con prótesis en titanio colado usando el aditamento conector mecanizado de titanio cementado a la corona protésica, hexagonal para prótesis unitarias o muñones colados y circular cuando se ferulizaba más de un implante.

El material que se utilizó en la parte clínica fue:

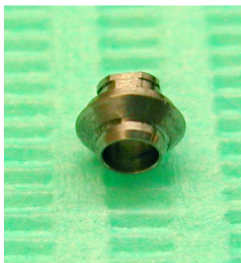
⇒ 26 implantes de titanio Semados (3,75\*10-2 unidades, 3.75\*11.5-10 unidades, 3.75\*13-5 unidades, 3.75\*15-1 unidad, 4.5\*10-2 unidades, 4.5\*13-4 unidades y 4.5\*15-2 unidades) (Figura 1).

⇒ 23 aditamentos conectores mecanizados de titanio hexagonales (Figura 7)



**Figura 7. Conector hexagonal mecanizado de titanio**

⇒ 2 aditamentos conectores mecanizados de titanio circulares (Figura 8)



**Figura 8. Conector circular mecanizado de titanio**

⇒ Titanio colado (Figura 3).



⇒ Cemento de resina Panavia EX (Kuraray Dental) (Figura 6).

## 4.2 Parte Experimental

### 4.2.1 Preparación de las muestras

Se colaron 7 cilindros calcinables del conector mecanizado de titanio con Wirobond C© (aleación de cromo y cobalto), 7 con PontoStar G© (aleación de alto contenido en oro) y 7 con titanio.

#### 4.2.1.1 Preparación de los cilindros calcinables

Se cortaron todos los cilindros calcinables de plástico a una altura de 9 mm con un disco montado en una pieza de mano. Después se cortaron unos cuadrados de cera tipo Reus de 6 mm de lado para posteriormente unirlos con un poco de cera de modelar a la parte superior del cilindro calcinable cortado. Los 7 cilindros calcinables de plástico destinados a ser colados con titanio se enceraron mínimamente para adecuar el grosor del plástico al grosor mínimo necesario para colar con titanio (Figura 9).

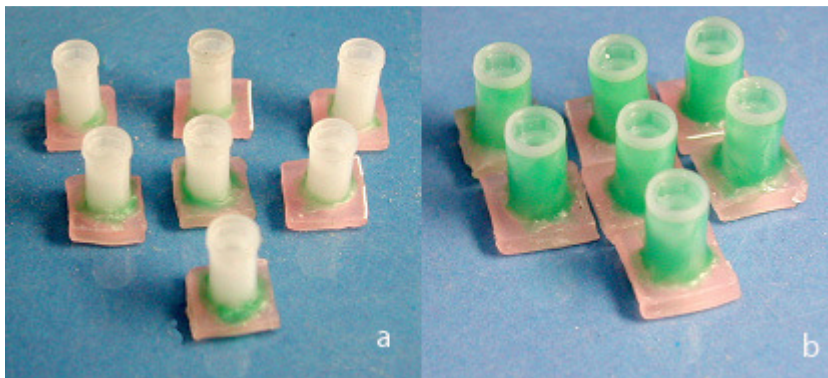


Figura 9. Cilindros calcinables encerados para colado con oro o cromo cobalto (a) y para titanio (b)

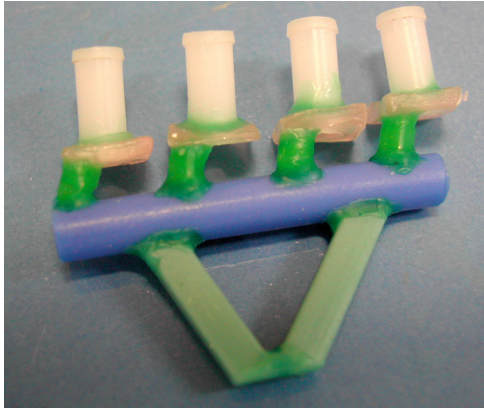
Una vez preparadas las muestras en plástico y cera se procedió al preparado para realizar el colado. Las muestras para colar con aleación de cromo cobalto y con aleación de alto contenido en oro se prepararon de igual modo, pues ambas aleaciones se cuelean mediante centrifugado. Las muestras para colar en titanio se prepararon de distinto modo, pues el titanio se cuelea por inyección.

Para colar las muestras de aleación de cromo cobalto y de aleación de alto contenido de oro se prepararon dos cilindros de colado para cada metal, uno con cuatro muestras y el otro con tres. Primero se fijó con cera de modelar un hito de cera cilíndrico de 2,5 mm de diámetro a uno de los vértices del cuadrado de cera Reus fijado al cilindro calcinable de plástico. Después estos hitos se unieron a un hito central cilíndrico de 4,5 mm de diámetro dispuesto de forma paralela a la base del cilindro del colado. Finalmente, se fijaron dos hitos conectores de forma rectangular de 3,5 mm de grosor en forma de V para conectar el hito central con la base del cilindro de colado. Antes de fijar la estructura de cera a la base del cilindro de colado se procedió a pesar toda la estructura de cera con los cilindros calcinables de plástico en una báscula de precisión (figura 10) para saber la cantidad de metal necesaria para realizar el colado de toda la estructura.



**Figura 10. Báscula de precisión**

A toda esta estructura de cera se le dio un pequeño ángulo de 10 grados respecto al cilindro de colado para facilitar la penetración del metal fundido en la centrifugación (Figura 11).



**Figura 11. Encerado para colado con Cr-Co o Au.**

Para colar las muestras de titanio se prepararon dos cilindros también, uno con cuatro muestras y otro con tres. Primero se fijó con cera de modelar un hito cilíndrico de cera de 2,5 mm de diámetro a uno de los vértices del cuadrado de cera Reus fijado al cilindro calcinable de plástico. Después estos hitos se unieron a un hito central cilíndrico de 4,5 mm de diámetro dispuesto de forma paralela a la base del cilindro del colado. Finalmente, se fijó un solo hito cilíndrico conector de 4,5 mm de diámetro en el centro y perpendicular al hito central para conectar éste con la base del cilindro de colado (Figura 12).



**Figura 12. Encerado para colado con Ti**

#### 4.2.1.2 Revestimiento de los cilindros de colado

Antes de proceder al revestimiento se aplicó mediante spray a unos 30 centímetros una solución tipo Wax-It sobre la cera y los cilindros calcinables de plástico ya montados a la base del cilindro. Posteriormente se secó con aire. Este tipo de solución es necesario para controlar la expansión del revestimiento. Después se colocaron las paredes del cilindro de revestimiento.

El revestimiento para los cilindros a colar con aleación de cromo cobalto (figura 13) estaba compuesto por 150 gr de Castorit all speed polvo (Dentaurum©), 29 ml de Castorit all speed líquido (Dentaurum©) y 10,5 ml de agua destilada.



Figura 13. Material revestimiento para aleación Cr-Co

El revestimiento para los cilindros a colar con aleación de alto contenido en oro (figura 14) estaba compuesto por 150 gr de Castorit all speed polvo (Dentaurum©), 19,5 ml de Castorit all speed líquido (Dentaurum©) y 19,5 ml de agua destilada.



Figura 14. Material revestimiento para aleación alto contenido en oro

Finalmente, el revestimiento para los cilindros a colar con titanio (figura 15) estaba compuesto por 250 gr de revestimiento Trinell (Dentaurum©) y 35 ml de líquido de mezcla Trinell (Dentaurum©).



Figura 15. Material revestimiento para colado en titanio

Todos los componentes se mezclaron al vacío (Figura 16) durante un minuto.



**Figura 16. Mezclado revestimiento al vacío**

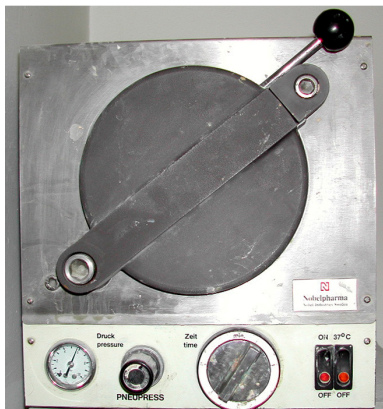
Posteriormente el revestimiento se colocó en los cilindros sobre una máquina vibradora (figura 17). A la altura de los cilindros calcinables de plástico, se aseguró que entrara revestimiento dentro del cilindro calcinable mediante la ayuda de una punta de plástico.



**Figura 17. Preparación cilindro de revestimiento**

El tiempo de secado del revestimiento usado para las muestras de aleación de cromo-cobalto y de alto contenido en oro era de 20 minutos y del usado para las muestras a colar en titanio era de 60 minutos. Los cilindros con revestimiento con las muestras para colar en aleación de cromo- cobalto y de alto contenido en oro se colocaron en una

máquina de vacío (figura 18) durante los primeros 10 minutos del tiempo de secado y durante los 10 minutos restantes se dejaron a temperatura ambiente.



**Figura 18. Máquina vacío**

Una vez el revestimiento estuvo fraguado se colocaron los cilindros al horno (figura 19) para que se evaporara la cera y el plástico de los cilindros calcinables. Los cilindros a colar con aleación de cromo cobalto se dejaron durante 40 minutos a 950 grados centígrados. Los que se iban a colar con aleación de alto contenido en oro se dejaron durante 40 minutos a 850 grados centígrados. Finalmente, para los cilindros que iban a ser colados con titanio se programaron los tres ciclos que indica el fabricante. En el primer ciclo se programó 250 grados centígrados durante 60 minutos con una velocidad de calentamiento del horno de 4 grados centígrados por minuto. En la segunda fase, con la misma velocidad de calentamiento se programó una temperatura final de unos 900 grados centígrados durante 20 minutos. La tercera fase, que era la fase de enfriamiento, se programó 400 grados centígrados durante 30 minutos, que es la temperatura del cilindro en la que se realiza el colado del titanio.



Figura 19. Horno para evaporar cilindros calcinables y cera

#### 4.2.1.3 Colado de los cilindros calcinables

La estructura de cera contenida en los cilindros para ser colados con aleación de cromo cobalto pesaba 1,30 gramos (la de 3 muestras) y 1,50 gramos (la de 4 muestras). El peso específico de la aleación de cromo cobalto usada (Wirobond C©) era de  $8,5 \text{ gr/cm}^3$ , por lo que fueron necesario 11,05 gramos y 12,75 gramos de aleación de cromo cobalto para colar los respectivos cilindros. Wirobond C© va presentado en pastillas de 6,5 gramos, por lo que se necesitaron 2 pastillas de aleación de cromo cobalto Wirobond C© en la máquina de colado para cada cilindro. Para efectuar el colado se procedió a calentar el metal y una vez al rojo vivo se introdujo el metal fundido dentro del cilindro caliente gracias a la fuerza centrífuga existente a causa del giro del cilindro en la máquina de colado (figura 20).



Figura 20. Centrifugadora colado y cilindro de colado



El colado de las muestras de alto contenido en oro se efectuó de forma igual a la de cromo cobalto. La estructura de cera pesaba 0,9 gramos (la de 3 muestras) y 1 gramo (la de 4 muestras). El peso específico de la aleación de alto contenido en oro usada (PontoStar G©) era de 18 gr/cm<sup>3</sup>, por lo que fueron necesarios 16,2 gramos y 18 gramos de aleación de alto contenido en oro para colar los respectivos cilindros. Se pesaron los gramos necesarios en una báscula de precisión para cada cilindro de aleación PontoStar G© y se colocaron en la máquina de colado. Para efectuar el colado se procedió a calentar el metal y una vez al rojo vivo se introdujo el metal fundido dentro del cilindro caliente gracias a la fuerza centrífuga existente a causa del giro del cilindro en la máquina de colado, de forma exactamente igual que con la aleación de cromo cobalto.

Para el colado de las muestras en titanio se utilizó una máquina específica (Rematitan Autocast de Dentaurum©) que funciona por inyección (figura 21). Consta de dos niveles, uno superior y otro inferior. En el superior se funde una pastilla de titanio y en el inferior se coloca el cilindro de colado. Se colocó una pastilla de 22 gramos de titanio sobre la plataforma superior y el cilindro invertido en la parte inferior. Poco a poco se fue fundiendo el titanio de la bandeja superior y se fue inyectando en el cilindro que estaba en la parte inferior.



**Figura 21. Máquina colado titanio**

Una vez finalizado el colado y con los cilindros ya fríos se procedió a abrirlos con un martillo (figura 22) y a separar el revestimiento y el colado.



**Figura 22. Apertura cilindro de colado**

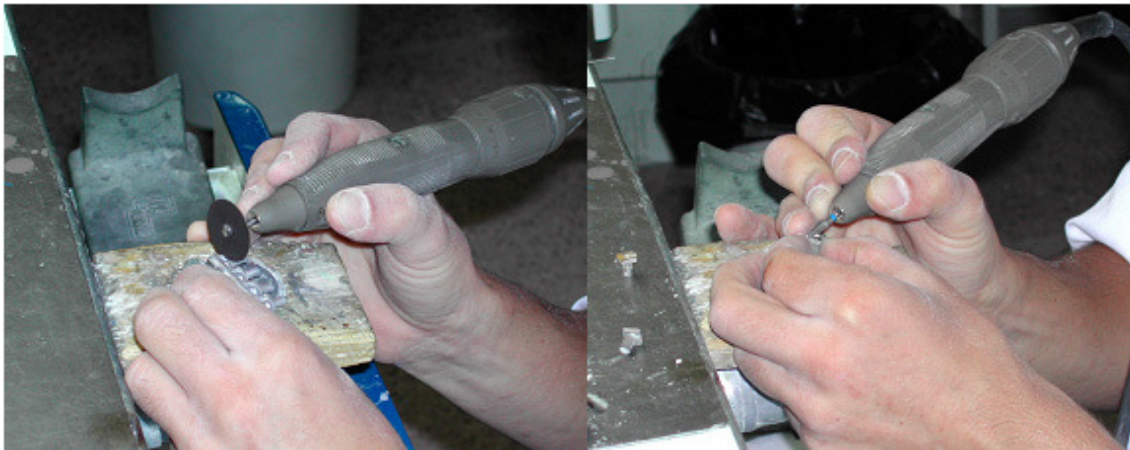
Para sacar el revestimiento de entre las muestras o de dentro de las muestras (figura 23) se utilizaron partículas chorreadas de óxido de aluminio y perlas de brillo para las muestras coladas en aleación de cromo cobalto y de alto contenido en oro; en las muestras coladas en titanio sólo se emplearon las perlas de brillo.



**Figura 23. Máquina arenadora partículas óxido de aluminio y perlas de brillo**

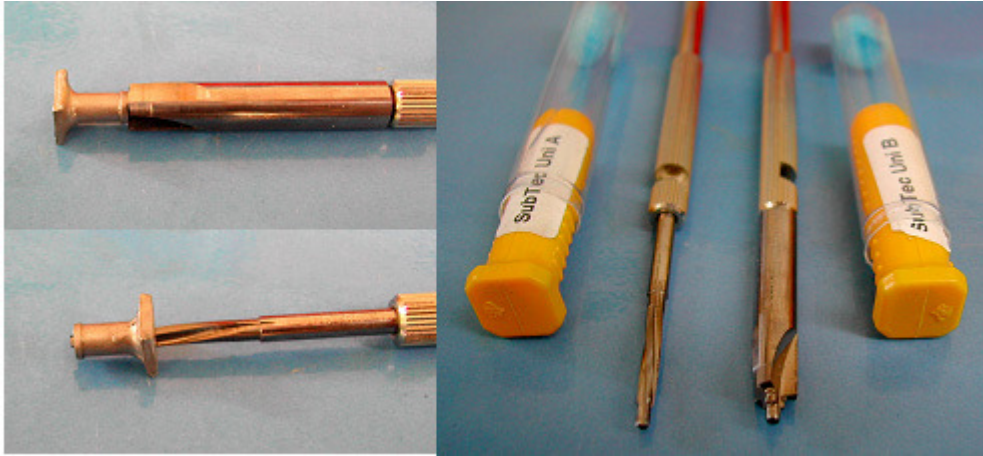
#### 4.2.1.4 Acabado de las muestras

Se procedió entonces al separado de las muestras de los hitos rellenos de metal. Se utilizó un disco montado en pieza de mano. Una vez individualizadas las muestras se pulió la rebaba de la unión hito-muestra con una fresa fina montada en pieza de mano (figura 24).



**Figura 24. Individualizado de las muestras en colado**

Posteriormente se procedió al paso de dos escariadores. (figura 25). El primero va a través del conducto del tornillo y sirve para obtener una base interna del colado correcta con el objetivo de conseguir un buen asentamiento entre la cabeza del tornillo y el colado (figura 25). El segundo escariador está diseñado para eliminar irregularidades y dar una forma concreta a la base del colado a fin de optimizar el ajuste del colado con la parte superior del aditamento intermedio mecanizado de titanio (figura 25).



**Figura 25. Escariadores**

Finalmente se pulieron dos caras del cuadrado metálico para que entrara una llave fija del número 6 para facilitar el ensayo de torsión (figura 26).



**Figura 26. Pulido cara superior muestras**

#### **4.2.1.5 Cementado de las muestras**

Después de la primera observación del ajuste aditamento intermedio- estructura metálica se procedió al cementado de ambas piezas. Se utilizó un cemento de resina (Panavia EX Kuraray Dental) (Figura 27).



Figura 27. Cemento resina Panavia EX (Kuraray)

Se mezcló el polvo y el líquido según las indicaciones del fabricante (Figura 28).y con un pincel muy fino se colocó una fina capa del cemento mezclado entre el aditamento y el colado (Figura 29).

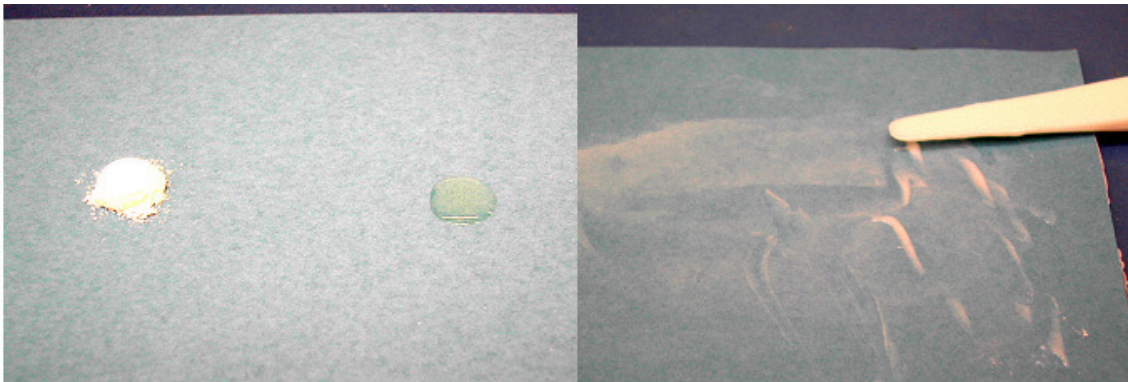
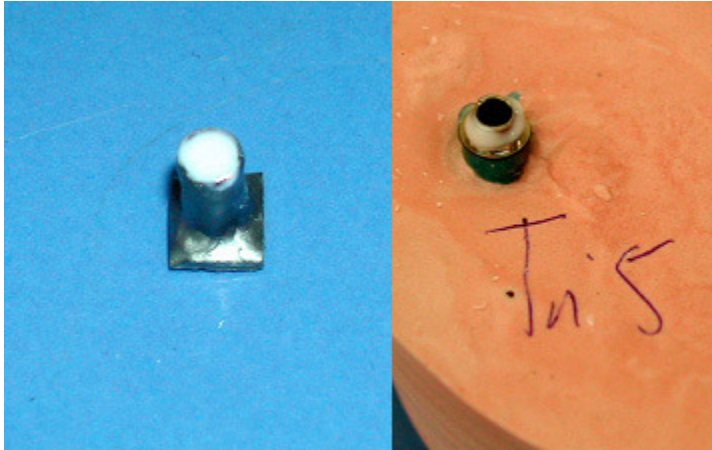
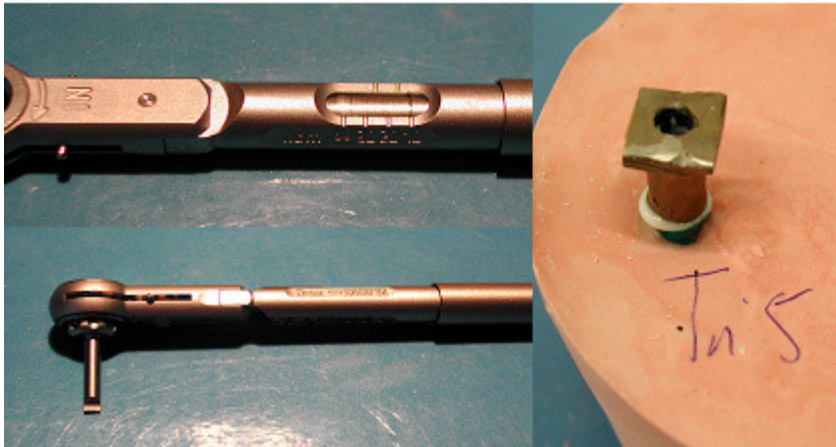


Figura 28. Mezcla cemento resina



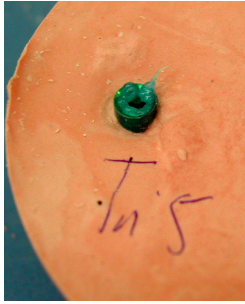
**Figura 29. Aplicación cemento resina en muestras**

Posteriormente se atornilló el aditamento y el colado con el cemento en medio a una réplica de implante insertada dentro de un modelo de yeso mediante un tornillo de laboratorio apretado a 10 N (Figura 30).



**Figura 30. Unión ambas partes con tornillo laboratorio a 10 NCm**

La parte más superior de esta réplica estaba cubierta con vaselina para que el cemento no fijara el aditamento intermedio de titanio y la réplica del implante (Figura 31).



**Figura 31. Vaselina en el análogo**

El tornillo de laboratorio estaba recubierto de teflón a fin de que no se enganchara al conjunto aditamento-estructura protésica con el cemento de resina. Tras el fraguado completo del cemento de resina (15 minutos) se retiró el exceso de material de la estructura metálica y de la base de titanio. Posteriormente se pulió la superficie con una goma de pulir y un cepillo montado en un micromotor.

#### **4.2.2 Observación de las muestras en microscopio electrónico de barrido**

Inicialmente se tomaron fotografías de la cara interna de la estructura metálica colada sin la pieza conectora mecanizada de titanio en una muestra de cada grupo con microscopio electrónico de barrido (SEM) (Leika Stereoscan 360) (Figura 32) a fin de caracterizar la rugosidad de esta zona en las estructuras metálicas coladas en titanio, en aleación de cromo cobalto y en aleación de alto contenido en oro. Se tomaron dos fotografías de la cara lateral interna o superficie de cementado (a 400 y a 1250 aumentos), dos de la base interna (a 400 y a 1250 aumentos), dos del bisel interno (a 400 y a 1250 aumentos) y dos de la superficie externa (a 400 y a 1250 aumentos).



**Figura 32. Microscopio electrónico Leika Stereoscan 360**

Para efectuar la caracterización de la conexión aditamento intermedio-estructura metálica se fijó un implante Semados, con conexión hexagonal interna, en un porta muestras del SEM mediante silicona. Posteriormente se recubrió la silicona con tinte de plata para tener un conjunto conductor y minimizar las interferencias en el SEM (Figura 36).



**Figura 33. Preparación portamuestras SEM**

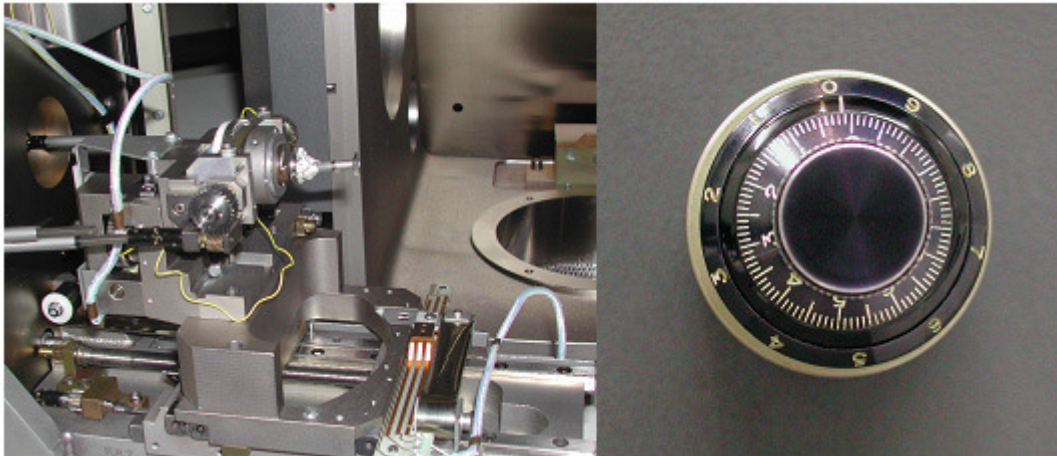
Asimismo, se procedió a la limpieza de las 18 muestras experimentales mediante baño de ultrasonidos ligero y a su posterior secado con aire (figura 37).





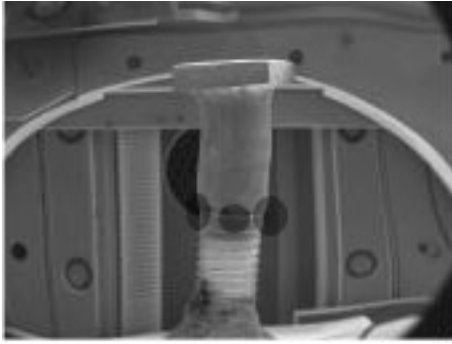
**Figura 34. Máquina ultrasonidos**

Después se atornillaron una por una las muestras experimentales con el aditamento intermedio mecanizado de titanio sin cementar al implante montado en el porta muestras. Una vez atornillado se cerró la cámara del microscopio y se hizo el vacío de la cámara. Se puso la manivela de rotación del portamuestras a cero (Figura 38) y se tomaron tres fotografías en el microscopio electrónico del conjunto aditamento intermedio-estructura.



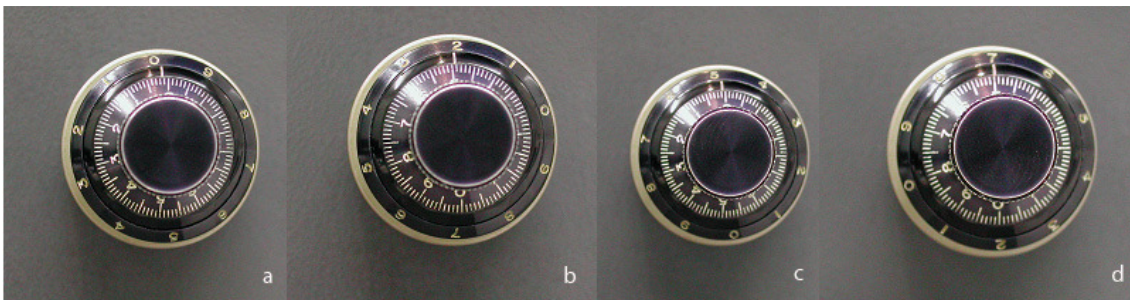
**Figura 35. Montaje Muestras SEM y manivela rotación a 0 grados**

Se tomó una fotografía a 750 aumentos de la parte central del conjunto aditamento intermedio-estructura metálica y otras dos de las partes laterales con la misma magnificación (Figura 39).



**Figura 36. Puntos toma fotografía SEM**

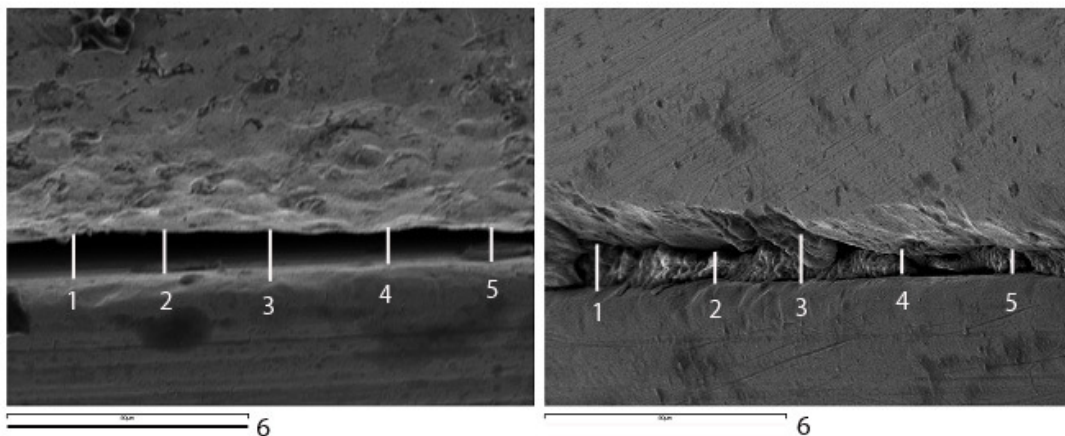
En caso de que el desajuste existente no cupiera en la fotografía a 750 aumentos se redujeron estos a 500. En caso de que aún no cupiese se redujo lo que fuera necesario hasta que se viera el desajuste de forma completa en la fotografía. Una vez realizadas las tres fotografías de la cara se rodó la manivela de rotación a 25 para tomar tres fotografías de la nueva cara del mismo modo que antes. Se repitió el proceso rotando la manivela a 50 y a 75 para asegurar una completa rotación de la muestra que nos asegurara haber tomado tres fotografías de cada una de las caras de la muestra (Figura 40).



**Figura 37. Manivela SEM rotación muestra a 0 (a), 25% (b), 50% (c) y 75% (d)**

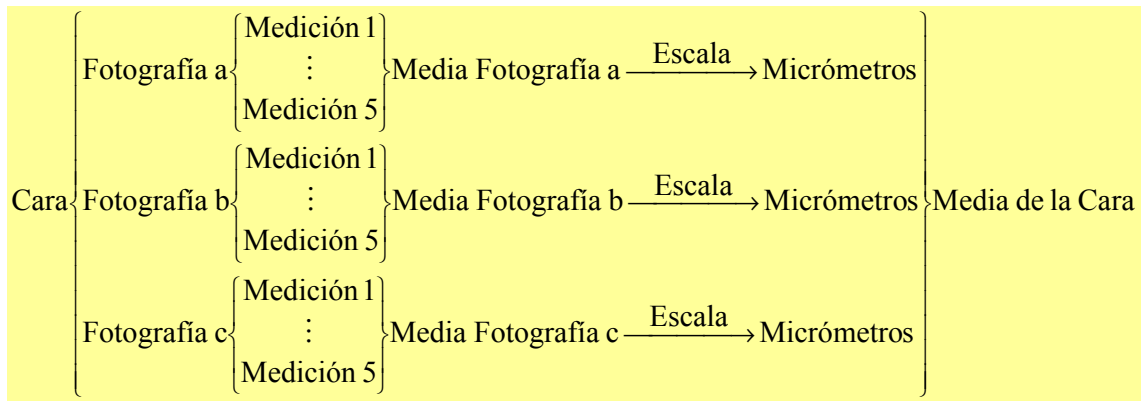
Se repitió este procedimiento con las 18 muestras experimentales. A continuación se cementó el aditamento intermedio a la estructura protésica tal como se indica en el apartado “Cementado de las muestras”. Una vez cementadas se procedió de nuevo a la limpieza de las 18 muestras experimentales cementadas al aditamento intermedio de titanio con un baño de ultrasonidos ligero y a su secado con aire. Se atornillaron las

muestras experimentales cementadas al implante montado en el porta muestras y se tomaron las fotografías de las estructuras metálicas ya cementadas al aditamento intermedio tal como se ha descrito anteriormente con las muestras sin cementar. Posteriormente se procedió a tomar mediciones del desajuste existente entre el colado y el aditamento intermedio en las fotografías tomadas con el SEM de las muestras sin cementar y cementadas. Se utilizó el software Adobe PhotoShop 7.0 (Adobe ©). En cada fotografía se realizaron cinco mediciones, una central y dos laterales de forma simétrica. Asimismo se midió la regla calibrada que se adjuntaba en cada fotografía (Figura 41).



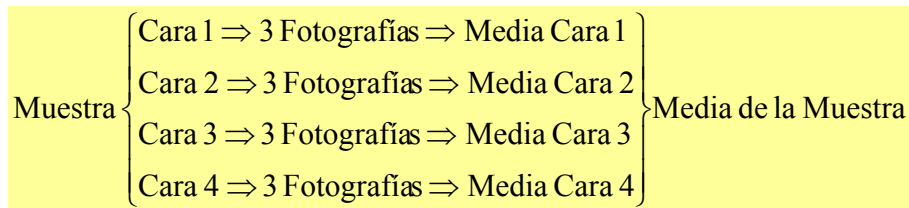
**Figura 38. Puntos medición fotografías SEM**

Se realizó la media aritmética de las cinco mediciones para obtener la cantidad media de desajuste existente en la fotografía. Mediante la proporción apropiada de la regla calibrada y la cantidad de desajuste medio medida por nosotros, se calculó la media del desajuste en micras. Posteriormente se calculó la media aritmética de las tres medias medidas en micras obtenidas en cada una de la tres fotografías de la misma cara para obtener la cantidad media de desajuste existente en esa cara del implante (Figura 42).



**Figura 39. Obtención media desajuste en cada cara**

Finalmente se calculó la media aritmética de las cuatro medias obtenidas en micras de cada cara para conocer la cantidad de desajuste medio obtenido en la muestra (Figura 43).



**Figura 40. Obtención media desajuste en cada muestra**

De este modo obtuvimos la cantidad de desajuste medio existente en las 18 muestras antes y después de cementar el colado realizado en aleación de cromo cobalto o en aleación de alto contenido en oro o en titanio colado al aditamento intermedio de titanio mecanizado.

Para realizar el estudio estadístico de los datos obtenidos se comprobó la existencia de normalidad en los datos obtenidos en cada grupo antes y después de cementar ambas partes con la prueba de Kolmogorov-Smirnoff. Además se comprobó la homocedasticidad de estos datos con el estadístico de Levene. Al comprobar la validez

de la hipótesis nula en ambas pruebas se decidió realizar el estudio estadístico con pruebas paramétricas. Se realizó el análisis de varianza (ANOVA) para comprobar la existencia de diferencias significativas ( $p < 0,05$ ) en la interfase aditamento intermedio-colado entre estos tres grupos sin cementar y cementados. Posteriormente, como las medias de dos grupos eran muy similares, se estudió si existían diferencias estadísticas entre los grupos cromo cobalto- oro, cromo cobalto- titanio y oro- titanio sin cementar y cementados mediante el test paramétrico de la t de Student. También se estudió mediante el test pareado de t de Student si existían diferencias en la cantidad de interfase entre el colado y el aditamento intermedio antes y después de cementar las dos partes.

#### 4.2.3 Envejecimiento de las muestras en cámara climática

Para envejecer artificialmente las muestras antes del ensayo de torsión se utilizó una cámara climática (Figura 44).



Figura 41. Cámara climática

Se dividieron las seis muestras coladas en cada metal en dos grupos de 3 muestras cada una. Tres muestras se sumergieron en medio litro de agua y tres se colocaron en una bandeja de cristal en seco. En el recipiente donde estaban las muestras sumergidas se colocó un implante Semados de 3,75X11,5 mm suspendido a una profundidad

determinada (sin tocar las muestras) mediante un colador que flotaba en el agua (Figura 45).



**Figura 42. Muestras sumergidas en agua con implante suspendido**

Se colocaron los tres recipientes (con el agua, las muestras sumergidas y el implante suspendido) y la bandeja con las nueve muestras en seco en la cámara climática (Figura 46).



**Figura 43. Muestras en cámara climática**

Se programó la cámara para que realizara 40 ciclos del modo siguiente:

- Primer paso: 8 minutos para subir a 55 grados centígrados
- Segundo paso: 1 minuto a 55 grados centígrados
- Tercer paso: 8 minutos para bajar a 5 grados centígrados
- Cuarto paso: 1 minuto a 5 grados centígrados

Una vez finalizados los 40 ciclos se conservaron las muestras que estaban en agua en agua a 6 grados centígrados hasta el momento del ensayo de resistencia a la torsión y las que estaban en seco a temperatura ambiente.

#### 4.2.4 Ensayo de resistencia a la torsión

Se realizaron 18 ensayos de torsión con 18 muestras distintas. 6 de estas muestras estaban realizadas con titanio colado, 6 con aleación de cromo-cobalto y 6 con aleación de alto contenido en oro. Los ensayos se realizaron con un torquímetro Tohnichi 90-1 con una sensibilidad de 1 Ncm, como se muestra en la figura 47.

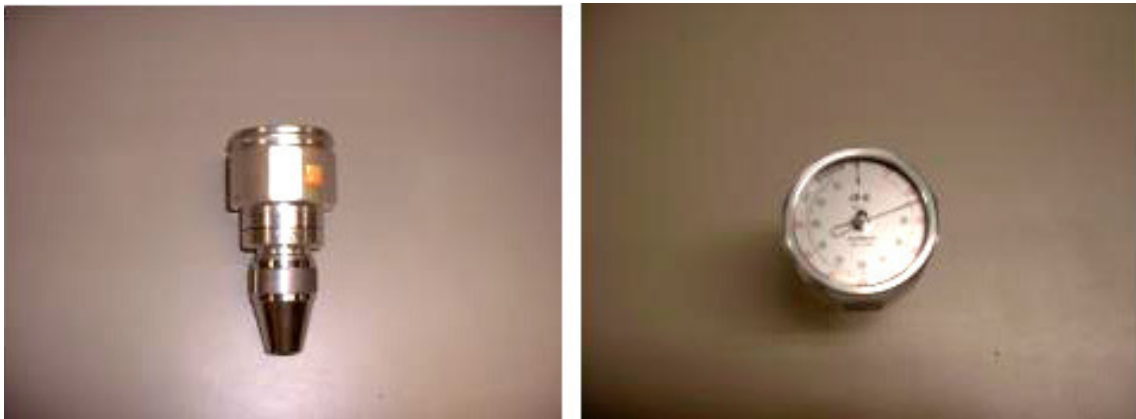


Figura 44. Torquímetro Tohnichi 90-1

Para cada ensayo se unió la muestra que se sometía al test con un implante dental que estaba fijado a una mordaza del torquímetro encajando el hexágono mecanizado de la muestra con el hexágono interno del implante y fijando todo el conjunto con un tornillo de titanio apretado a 25 N\* $\text{Cm}$ , tal y como indica el fabricante. Posteriormente se fijó la parte superior de la muestra a una mordaza fija (Figura 48)



**Figura 45. Ensayo de torsión con torquímetro Tohnichi.**

Los ensayos consistieron en aplicar una rotación en el sentido de las agujas del reloj a una velocidad de 360° por minuto hasta la rotura de la unión de las dos piezas. Después se anotaba el valor de resistencia máxima que había soportado la unión antes de la rotura.

## **4.3 Parte Clínica**

### **4.3.1 Colocación de los implantes**

Para la realización del estudio clínico en prótesis realizadas a pacientes mediante el uso del pilar mecanizado de titanio se colocaron un total de 25 implantes Semados en 15 pacientes parcialmente edéntulos (para prótesis unitarias o ferulizando como máximo 3

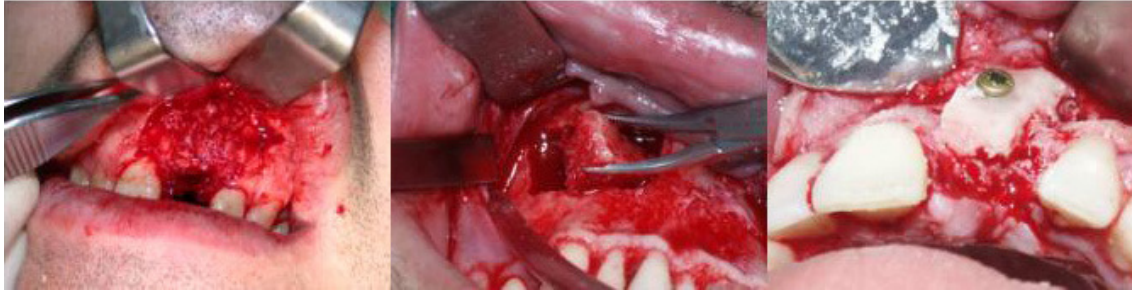


implantes, según protocolo) utilizando la secuencia de fresado según indica el fabricante cuando no se necesitaban técnicas especiales (expansión ósea). La selección de pacientes se hizo de forma consecutiva y aleatoria, según acudían a la Clínica Universitaria de Odontología. En un paciente se detectó el fracaso de un implante de 4,5\*15 mm en el momento de la 2ª cirugía, aproximadamente a los 3 meses después de la primera intervención. En este caso se esperó 6 meses y se colocó otro en el mismo lugar, lo que computa un total de 26 implantes para 15 pacientes. Se colocaron en total 2 implantes de 3,75\*10 mm., 10 implantes de 3.75\*11.5 mm., 5 implantes de 3.75\*13 mm., 1 implante de 3.75\*15 mm., 2 implantes de 4.5\*10 mm., 4 implantes de 4.5\*13 mm. y 2 implantes de 4.5\*15 mm.

En caso de que la cantidad ósea estuviera comprometida en anchura se realizaron técnicas de expansión de cresta cuando estaban indicadas (2 pacientes con 3 implantes cada uno) (Figura 49) o injertos óseos autólogos en bloque de mentón (2 pacientes con un implante cada uno) (Figura 50) o injerto óseo heterólogo recubierto de membrana de colágeno (1 paciente con un implante).



**Figura 46. Expansión cresta mediante dilatadores roscados**



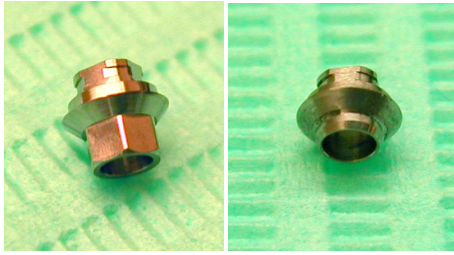
**Figura 47. Injerto autólogo de mentón**

Tras la implantación se esperó 3 meses como indica el protocolo de los implantes para empezar a construir la prótesis. Las prótesis sobre estos implantes las realizó siempre el mismo protésico siguiendo las indicaciones del fabricante del pilar conector mecanizado de titanio y de su cilindro calcinable. Se realizaron un total de 19 prótesis sobre 26 implantes Semados colocados.

En total se realizaron 14 prótesis unitarias, 6 cementadas y 8 atornilladas, 1 prótesis parcial fija cementada de 3 unidades sobre 3 implantes y 4 prótesis parciales fijas de dos unidades sobre dos implantes en 3 pacientes, 2 de ellas cementadas a un implante y atornilladas al otro implante y 2 cementadas en ambos implantes. En el caso de realizar restauraciones cementadas se confeccionó un muñón colado sobre la base mecanizada de titanio para después cementar la corona final encima.

#### **4.3.2 Confección de la prótesis implantosoportada**

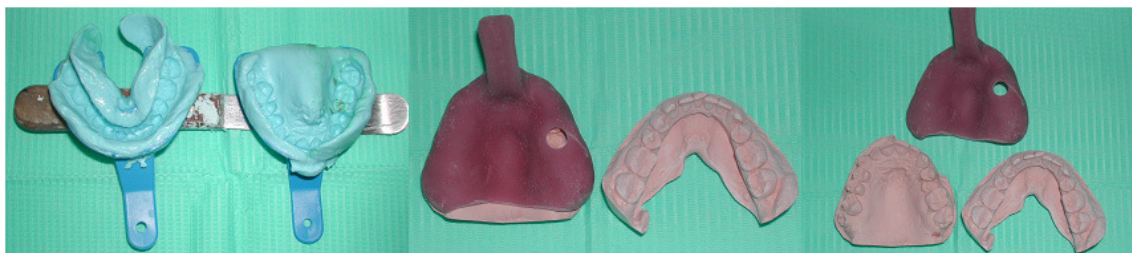
Se confeccionó la prótesis con titanio colado mediante el uso del aditamento conector mecanizado de titanio, que sirve de unión entre el implante y la prótesis (Figura 51).



**Figura 48. Aditamento conector hexagonal y circular**

Este aditamiento se cementa en el laboratorio, con cemento de resina (Panavia), a la prótesis de titanio-cerámica una vez acabada. En caso de restauraciones unitarias o de muñones para cementar la corona encima se utiliza el aditamento conector mecanizado de titanio hexagonal. En caso de restauraciones en las que se feruliza más de un implante se utiliza el aditamento conector mecanizado de titanio circular, a fin de poder conseguir un paralelismo suficiente para el correcto asentamiento de la prótesis sobre los implantes.

Para la confección de las prótesis implantosoportadas se siguió la siguiente secuencia. Inicialmente se tomaron impresiones preliminares con alginato y cubetas estándar metálicas para construir una cubeta individual fenestrada en el lugar de los implantes (Figura 52).



**Figura 49. Impresiones preliminares y cubeta individual**

Después, en otra cita, se colocó el pilar de transferencia de cubeta abierta sobre los implantes (Figura 53) y se tomó una radiografía periapical para comprobar el correcto asentamiento de estos pilares sobre la cabeza del implante.



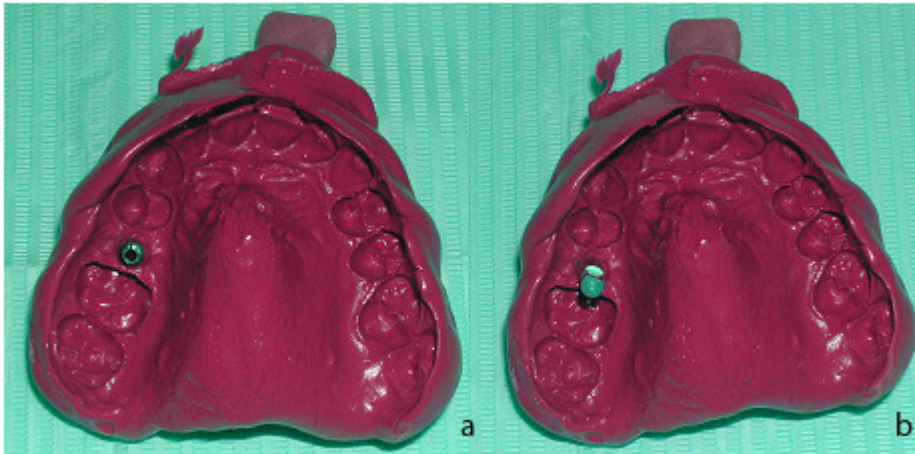
**Figura 50. Transfer de impresión colocado en boca**

Posteriormente se tomó la impresión definitiva con la cubeta individual fenestrada pincelada con adhesivo para silicona. Se tomó la impresión con silicona fluida alrededor del pilar de transferencia y silicona pesada para el resto de la arcada (Figura 54).



**Figura 51. Cubeta individual con adhesivo y en boca**

Se esperó 5 minutos para el correcto fraguado de la silicona y se desatornilló el tornillo de fijación del pilar de transferencia, de modo que al retirar la cubeta se arrastrara en ella el pilar de transferencia. Posteriormente se atornilló una réplica del implante al pilar de transferencia arrastrado en la impresión y se envió al laboratorio para que realizaran el vaciado con yeso tipo IV y silicona rosa para simular tejidos blandos (Figura 55).



**Figura 52. Impresión definitiva sin (a) y con réplica roscada a transfer impresión (b)**

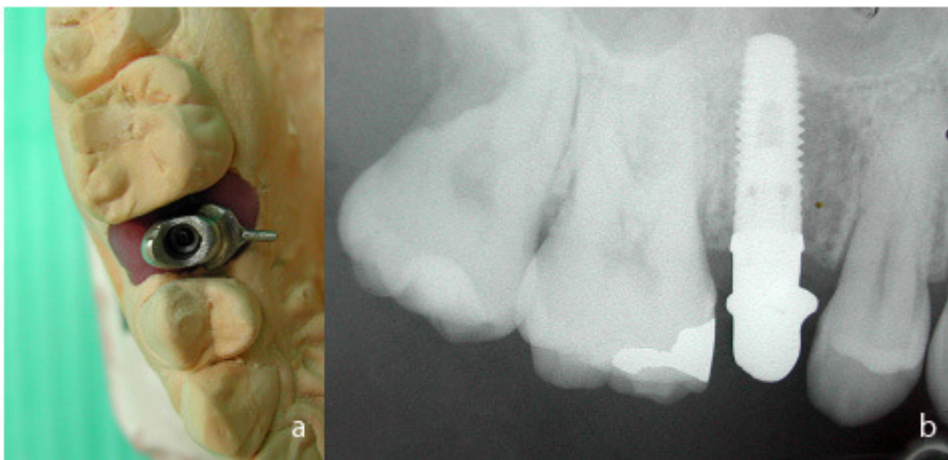
Se tomaron registros de arco facial y ceras de tipo Moyco o siliconas duras de fraguado rápido de relación intermaxilar para poder montar los modelos en el articulador semiajustable Artex.



**Figura 53. Modelos montados en articulador semiajustable Artex**

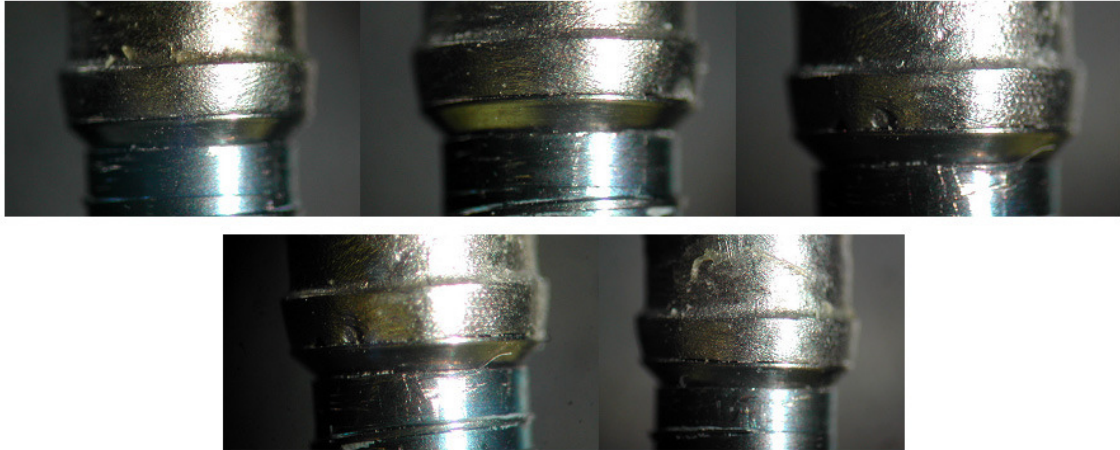
El laboratorio realizó el encerado sobre el cilindro calcinable de plástico montado sobre el aditamento intermedio en el modelo y posteriormente coló el cilindro calcinable encerado con titanio. Una vez colado el metal se pasaron dos escariadores, tal y como

indica la casa comercial. El primero va a través del conducto del tornillo y sirve para obtener una base interna del colado correcta con el objetivo de conseguir un buen asentamiento entre la cabeza del tornillo y el colado. El segundo escariador está diseñado para eliminar irregularidades y dar una forma concreta a la base del colado a fin de optimizar el ajuste del colado con la parte superior del aditamento intermedio mecanizado de titanio (Figura 56). A continuación, se realizó la prueba de metal en clínica para comprobar la existencia de suficiente espacio para poner la cerámica (figura 57).



**Figura 54. Prueba metal en modelo (a) y radiografía periapical prueba metal en boca (b)**

Caracterizamos el ajuste entre aditamento intermedio y prueba de metal montados sobre réplica de implante en el microscopio óptico (Olympus SZ-PT, Japón) a pocos aumentos (Figura 58).



**Figura 55. Prueba metal en microscopio óptico**

Después el laboratorio procedió a la carga de este colado con cerámica para titanio. En clínica se realizó la prueba de biscuit para comprobar que existiera una estética correcta, unos puntos de contacto correctos y una oclusión y desoclusión correctas. Finalmente el laboratorio procedió al glaseado de la prótesis y a la cementación del aditamento intermedio a la prótesis ya terminada con cemento de resina Panavia EX (Kuraray Dental), siguiendo las indicaciones del fabricante (Figura 59). La figura 60 muestra el aspecto de la corona terminada y cementada a simple vista.

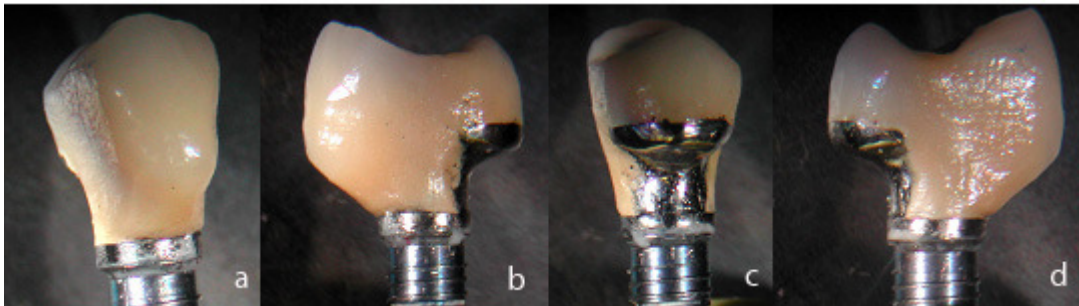


**Figura 56. Corona acabada en modelo yeso**



**Figura 57. Aspecto corona terminada. Vease unión aditamento intermedio y corona protésica**

Antes de colocar en clínica, comprobamos el ajuste entre aditamento intermedio y corona acabada y cementada montados sobre réplica de implante en el microscopio óptico (Olympus SZ-PT, Japón) a pocos aumentos (Figura 61).



**Figura 58. Corona acabada en microscopio óptico. Vista frontal (a), laterales (b y d) y dorsal (c)**

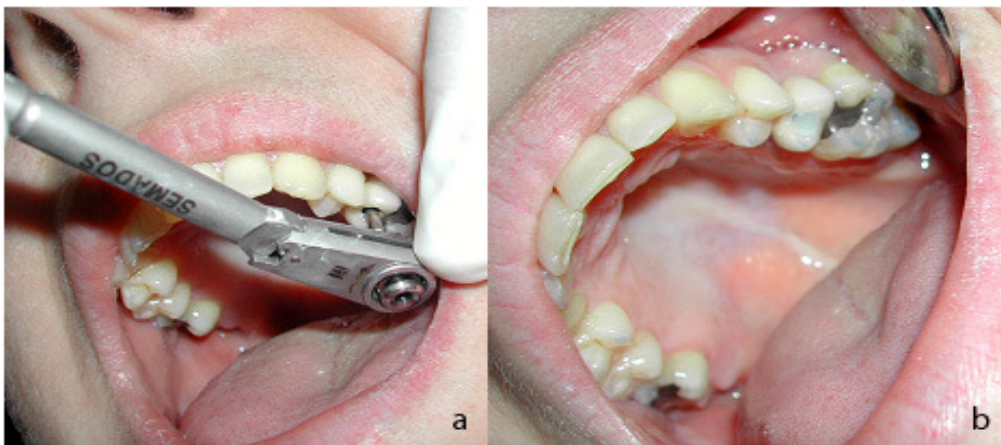
En clínica se procedió al colocado de la prótesis, tomando una radiografía periapical para comprobar el correcto asentamiento de la prótesis sobre la cabeza del implante y volviendo a comprobar la estética, la oclusión y los puntos de contacto (Figura 62).





**Figura 59. Corona terminada colocada en boca**

A la semana del colocado se procedió al apretado final del tornillo de fijación a 30 N\*Cm, tal y como indica el fabricante (Figura 60).



**Figura 60. Apretado corona con torquímetro (a) y aspecto corona con acceso oclusal obturado (b)**

El resultado final de la restauración, integrada estéticamente y funcionalmente en la boca de la paciente se muestra en la figura 64.



**Figura 61.** Vista lateral izquierda (a) y derecha (b), vista frontal (c) y vista corona (d)

### **4.3.3 Control de las restauraciones realizadas en el estudio**

Se fijó la fecha de 31 de julio de 2004 para dar por finalizado el seguimiento de los pacientes rehabilitados mediante las prótesis de titanio realizadas con el aditamento intermedio de titanio y se calculó el tiempo que llevaban las restauraciones funcionando en boca del paciente. Durante el funcionamiento de las prótesis se anotó cualquier incidencia de la que se quejara el paciente. Además se llamó a todos los pacientes incluidos en el estudio a fin de que contestaran las siguientes preguntas, a fin de poder determinar el correcto estado y funcionamiento de las prótesis ya colocadas. Las preguntas realizadas son las siguientes:

1. ¿Se le ha roto la prótesis o la cerámica de la prótesis?
2. ¿Se mueve la prótesis?

3. ¿Muerde bien con la prótesis?
4. ¿Algún comentario más de la prótesis?

La primera pregunta se efectuó a fin de determinar la integridad de la prótesis, así como de su recubrimiento estético. La segunda se hizo para determinar si se había aflojado el tornillo de fijación y/o se había descementado el aditamento intermedio mecanizado de titanio de la prótesis o muñón colado, según fuera una prótesis atornillada o cementada. La tercera pregunta era para comprobar la correcta funcionalidad de la prótesis y la última era para ofrecer al paciente la oportunidad de referir cualquier inquietud respecto a su rehabilitación.

## 5. RESULTADOS

## 5. Resultados

### 5.1 Parte experimental

#### 5.1.1 Estudio del ajuste entre el aditamento intermedio de titanio y la estructura metálica

Se obtuvieron los valores medios en micrómetros de desajuste entre el aditamento intermedio mecanizado de titanio y la estructura metálica colada que se muestran en la tabla 1. Se muestra el estudio descriptivo de estos valores en la tabla 2.

Muestra	Oro sin cementar	Oro cementado	Cr-Co sin cementar	Cr-Co cementado	Titanio sin cementar	Titanio cementado
1	12,32	59,06	5,11	25,73	28,81	42,57
2	8,02	16,20	11,14	13,59	8,79	16,50
3	9,24	45,32	9,97	22,16	12,65	73,85
4	7,21	15,91	9,62	13,31	19,02	35,58
5	16,17	99,96	10,18	21,25	17,59	44,10
6	8,87	29,96	9,20	19,38	18,69	40,65

**Tabla 1. Valores medios de desajuste obtenidos**

		N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo
Muestras no cementadas	Oro	6	10,3050	3,3601	7,21	16,17
	Cromo-cobalto	6	9,2033	2,1081	5,11	11,14
	Titanio colado	6	17,5917	6,7969	8,79	28,81
	Total	18	12,3667	5,7343	5,11	28,81
Muestras cementadas	Oro	6	44,4017	31,9941	15,91	99,96
	Cromo-cobalto	6	19,2367	4,9355	13,31	25,73
	Titanio colado	6	42,2083	18,5051	16,50	73,85
	Total	18	35,2822	23,3687	13,31	99,96

**Tabla 2. Estudio descriptivo de valores medios de desajuste obtenidos**

### **5.1.1.1 Estudio de diferencias en muestras sin cementar y cementadas**

Se comprobó la existencia de normalidad y homocedasticidad de los grupos de valores a fin de poder estudiar si existían diferencias entre los distintos grupos dentro de las muestras cementadas y no cementadas mediante pruebas paramétricas. La normalidad la comprobamos mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov (tabla 3 y 4 para muestras sin cementar y cementadas, respectivamente) y la homocedasticidad mediante el estadístico de Levene (tabla 5).

MUESTRAS NO CEMENTADAS		Oro	Cromo-cobalto	Titanio	Muestras sin cementar
N		6	6	6	18
Parámetros normales	Media	10,3050	9,2033	17,5917	12,3667
	Desviación típica	3,3601	2,1081	6,7969	5,7343
Diferencias más extremas	Absoluta	,291	,333	,250	,204
	Positiva	,291	,179	,250	,204
	Negativa	-,178	-,333	-,167	-,129
Z de Kolmogorov-Smirnov		,713	,815	,613	,866
Sig. asintót. (bilateral)		,690	,520	,847	,442

a La distribución de contraste es la Normal.

b Se han calculado a partir de los datos.

**Tabla 3. Prueba Kolmogorov-Smirnov para muestras no cementadas**

MUESTRAS CEMENTADAS		Oro	Cromo-cobalto	Titanio	Muestras cementadas
N		6	6	6	18
Parámetros normales	Media	44,4017	19,2367	42,2083	35,2822
	Desviación típica	31,9941	4,9355	18,5051	23,3687
Diferencias más extremas	Absoluta	,187	,207	,293	,174
	Positiva	,174	,207	,293	,167
	Negativa	-,187	-,178	-,193	-,174
Z de Kolmogorov-Smirnov		,457	,507	,717	,736
Sig. asintót. (bilateral)		,985	,959	,683	,650

a La distribución de contraste es la Normal.

b Se han calculado a partir de los datos.

**Tabla 4. Prueba Kolmogorov-Smirnov para muestras cementadas**

	Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
Muestras no Cementadas	1,802	2	15	,199
Muestras Cementadas	3,325	2	15	,064

**Tabla 5. Prueba de homogeneidad de varianzas**

Se obtuvieron valores de significancia mayores de 0,05, por lo que se comprueba la normalidad y homocedasticidad de los datos y se realiza el ANOVA (tabla 10).



		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Muestras no Cementadas	Inter-grupos	249,347	2	124,673	6,039	,012
	Intra-grupos	309,660	15	20,644		
	Total	559,007	17			
Muestras Cementadas	Inter-grupos	2331,571	2	1165,785	2,515	,114
	Intra-grupos	6952,089	15	463,473		
	Total	9283,660	17			

**Tabla 6. ANOVA para muestras no cementadas y cementadas**

Los valores de la ANOVA demuestran diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de las muestras no cementadas ( $P=0,012$ ). No muestra diferencias entre los grupos de las muestras cementadas ( $p=0,114$ ). Para cuantificar las diferencias se realizó el test de comparaciones múltiples de Scheffé. Los resultados de este test se muestran en la tabla 7. Los subconjuntos creados para las muestras no cementadas se muestran en la tabla 8 y los creados para las muestras cementadas en la tabla 9.

			Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.
No cementadas	oro	cromo-cobalto	1,1017	2,6232	,916
		titanio	-7,2867	2,6232	,044
	cromo-cobalto	oro	-1,1017	2,6232	,916
		titanio	-8,3883	2,6232	,020
	titanio	oro	7,2867	2,6232	,044
		cromo-cobalto	8,3883	2,6232	,020
Cementadas	oro	cromo-cobalto	25,1650	12,4294	,163
		titanio	2,1933	12,4294	,985
	cromo-cobalto	oro	-25,1650	12,4294	,163
		titanio	-22,9717	12,4294	,215
	titanio	oro	-2,1933	12,4294	,985
		cromo-cobalto	22,9717	12,4294	,215

\* La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05.

**Tabla 7. Test comparaciones múltiples Scheffé**

MUESTRAS CEMENTADAS	NO	N	Subconjunto para alfa = .05	
	cromo-cobalto	6	9,2033	
	oro	6	10,3050	
	titanio	6		17,5917
	Sig.		,916	1,000

Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

a Usa el tamaño muestral de la media armónica = 6,000.

**Tabla 8. Subconjuntos creados para muestras no cementadas**

MUESTRAS CEMENTADAS	N	Subconjunto para alfa = .05
cromo-cobalto	6	19,2367
oro	6	42,2083
titanio	6	44,4017
Sig.		,163

Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

a Usa el tamaño muestral de la media armónica = 6,000.

**Tabla 9. Subconjuntos creados para muestras cementadas**

Este estudio estadístico manifestó que en las muestras no cementadas existía diferencias estadísticamente significativas al comparar el desajuste obtenido para las muestras de titanio colado con las realizadas en aleación de alto contenido en oro ( $p=0,044$ ) y con las realizadas en aleación de cromo-cobalto ( $p=0,020$ ).

En las muestras ya cementadas, mediante la ANOVA, no se apreció ninguna diferencia significativa en la cantidad de interfase entre el aditamento intermedio y la estructura protésica. Las medias de la cantidad de desajuste medido en las muestras ya cementadas confeccionadas en aleación de alto contenido en oro y las coladas en aleación de cromo-cobalto eran muy similares, por lo que se estudió si existían diferencias entre los grupos mediante un test t para muestras independientes. Se realizó entre las muestras que tenían las medias del desajuste medido más diferentes, es decir, entre las muestras elaboradas en aleación de cromo-cobalto y las muestras coladas en aleación de alto contenido en oro (tabla 10) y entre las muestras elaboradas en aleación de cromo-cobalto y las realizadas en titanio colado (tabla 11 ).

<b>CROMO-COBALTO vs ORO</b>	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias		
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)
Se han asumido varianzas iguales	6,654	,027	1,904	10	,086
No se han asumido varianzas iguales			1,904	5,238	,113

**Tabla 10. Test t muestras independientes Cromo-Cobalto-Oro**

<b>CROMO-COBALTO vs TITANIO</b>	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias		
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)
Se han asumido varianzas iguales	1,697	,222	-2,938	10	,015
No se han asumido varianzas iguales			-2,938	5,708	,028

**Tabla 11. Test t muestras independientes Cromo-Cobalto-Titanio**

Al comparar las muestras elaboradas en aleación de cromo-cobalto con las realizadas en aleación de alto contenido en oro no se aprecian diferencias ( $p=0,113$ ), pero al comparar las coladas en aleación de cromo-cobalto con las de titanio colado se comprueba la existencia de diferencias estadísticamente significativas ( $P=0,015$ ).

Pueden resumirse los resultados al comparar las muestras realizadas en aleaciones metálicas distintas con el aditamento intermedio mecanizado de titanio sin cementar y cementado en el siguiente gráfico (Figura 62).

## DESAJUSTES

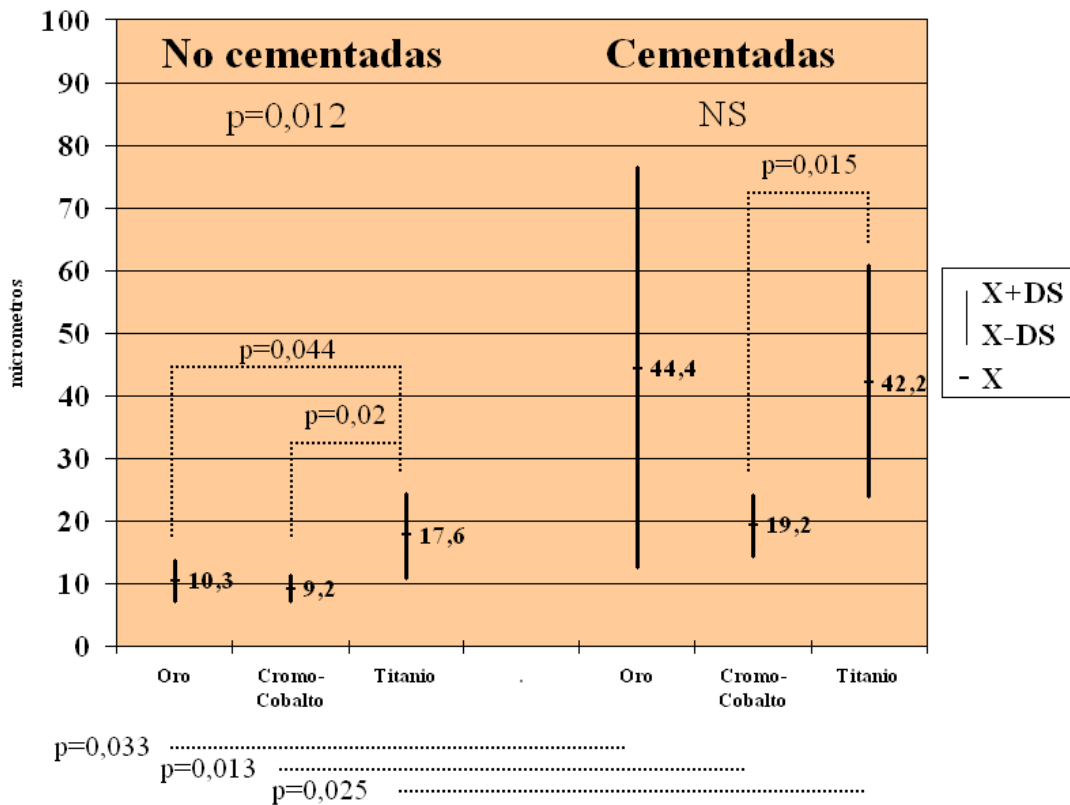


Figura 62. Desajuste medido en muestras de distintas aleaciones metálicas con aditamento intermedio cementado y no cementado

### 5.1.1.2 Estudio de diferencias entre muestras sin cementar y cementadas

Tras haber comprobado la normalidad (tablas 3 y 4) y la homogeneidad de las varianzas (tabla 5) se procedió a comparar el desajuste, antes y después de cementar ambas partes, entre el aditamento intermedio de titanio y la estructura metálica de las muestras realizadas en titanio colado, en aleación de alto contenido en oro y en aleación de cromo-cobalto mediante la prueba t para muestras relacionadas. Los resultados de esta prueba se muestran en la tabla 12.

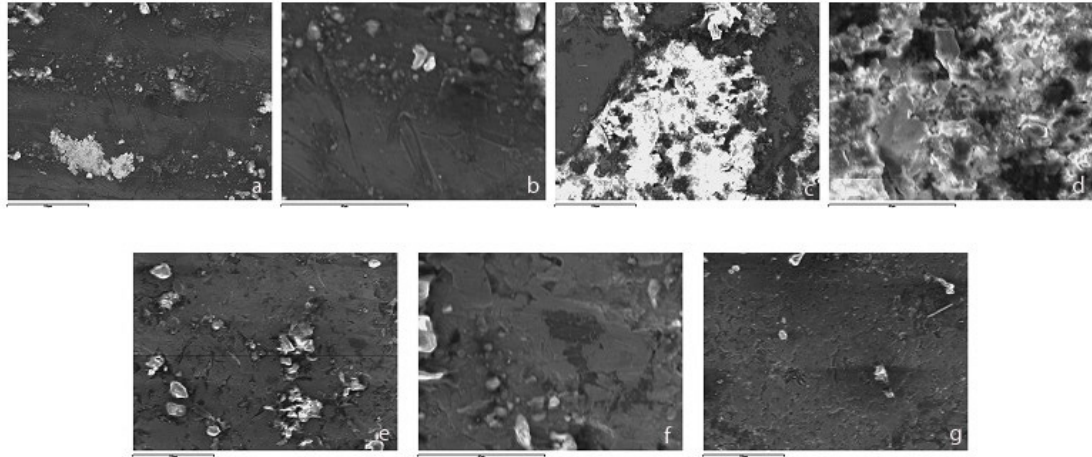
Metal utilizado	Diferencias relacionadas		t	gl	Sig. (bilateral)
	Media	Desviación típ.			
Oro	-34,0967	28,7021	-2,910	5	,033
Cromo-cobalto	-10,0333	6,5661	-3,743	5	,013
Titanio colado	-24,6167	19,0662	-3,163	5	,025
Muestras no cementadas vs muestras cementadas	-22,9156	21,5780	-4,506	17	,000

**Tabla 12. Prueba t para muestras relacionadas**

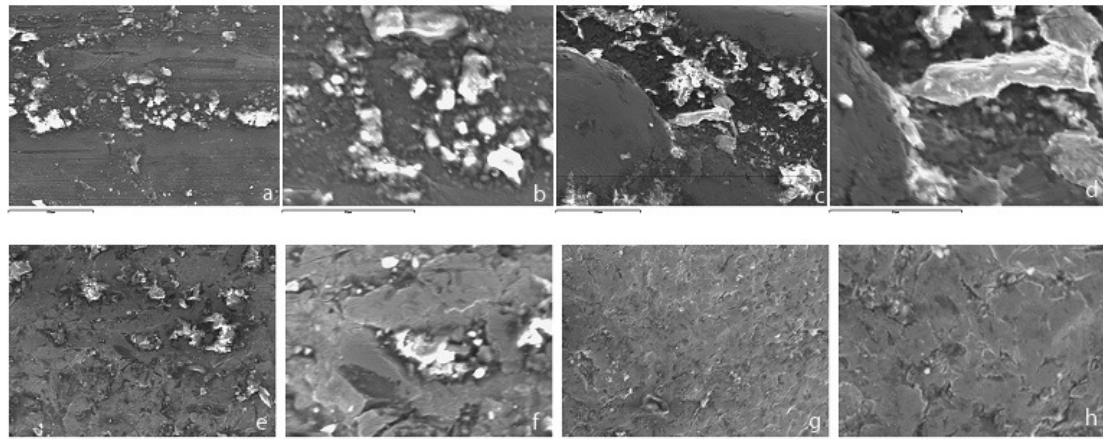
Los valores obtenidos muestran diferencias estadísticas en las muestras coladas en aleación de alto contenido en oro ( $p=0,033$ ), en aleación de cromo-cobalto ( $p=0,013$ ) y en titanio colado ( $p=0,025$ ) respecto a la cantidad de interfase existente entre el aditamento intermedio mecanizado de titanio y la estructura metálica antes y después de cementar ambas partes (Figura 62).

### 5.1.1.3 Estudio de la superficie externa de las muestras

Se muestran las fotografías tomadas con el microscopio electrónico de barrido de la superficie de la cara lateral interna, de la base interna, del bisel interno y de la superficie externa de las muestras confeccionadas en titanio colado (Figura 63), en aleación de cromo-cobalto (Figura 64) y en aleación con alto contenido en oro (Figura 65).

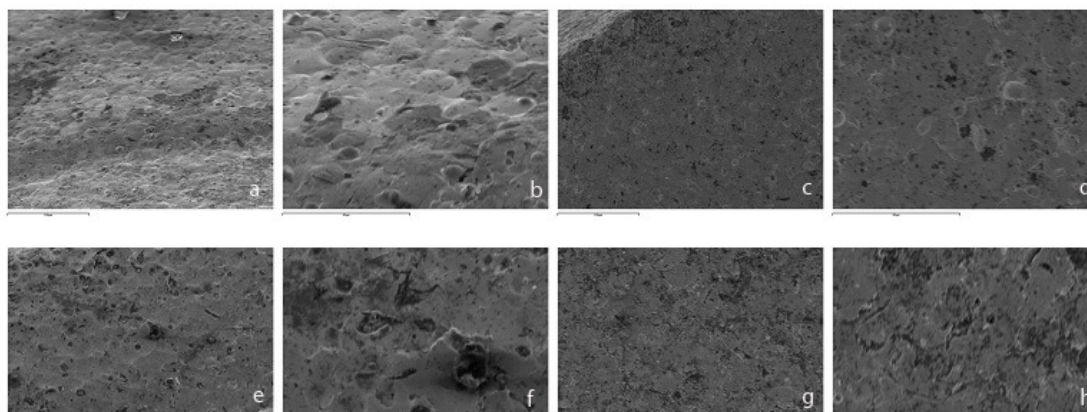


**Figura 63. Figuras SEM muestras titanio. Cara lateral interna 400X (a), 1250X (b), Base Interna 400X (c), 1250X (d), Bisel Interno 400X (e), 1250 (f), Superficie Externa 400X (g)**



**Figura 64. Figuras SEM muestras cromo-cobalto. Cara lateral interna 400X (a), 1250X (b), Base Interna 400X (c), 1250X (d), Bisel Interno 400X (e), 1250 (f), Superficie Externa 400X (g), Superficie Externa 1250X (h)**





**Figura 65. Figuras SEM muestras alto contenido en oro. Cara lateral interna 400X (a), 1250X (b), Base Interna 400X (c), 1250X (d), Bisel Interno 400X (e), 1250 (f), Superficie Externa 400X (g), Superficie Externa 1250X (h)**

Como se puede observar, las muestras fabricadas en titanio colado y las fabricadas en aleación de cromo- cobalto presentan una mayor rugosidad en la superficie que las muestras fabricadas en aleación de alto contenido en oro.

### **5.1.2 Estudio resistencia a la torsión**

En la tabla 13 se muestran los resultados del par soportado (Newton\*centímetro) hasta la fractura de la unión cementada del aditamento intermedio mecanizado de titanio con la estructura metálica realizada en titanio, en aleación de cromo-cobalto y en aleación de alto contenido en oro. Todas las muestras se rompieron a causa de la descohesión del cemento en la unión de la parte mecanizada con la colada. El estudio descriptivo de estos valores se muestra en la tabla 14.

Muestra	Titanio	Cromo-cobalto	Oro
1	53	52	47
2	56	56	49
3	58	72	48
4	46	25	52
5	62	48	16
6	51	67	46

**Tabla 13. Par soportado (N\*Cm) hasta fractura de muestras experimentales**

	N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo
Titanio	6	54,3333	5,6095	46,0	62,0
Cr-Co	6	53,3333	16,5851	25,0	72,0
Oro	6	43,0000	13,3866	16,0	52,0
Total	18	50,2222	13,0634	16,0	72,0

**Tabla 14. Estudio descriptivo de valores par soportado**

Se comprobó la existencia de normalidad y homocedasticidad de estos datos a fin de poder estudiar si existían diferencias en el par de torsión hasta la fractura de la unión aditamento intermedio y estructura metálica según el metal en el que estuvieran coladas las estructuras mediante pruebas paramétricas. La normalidad la comprobamos

mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov (tabla 15) y la homocedasticidad mediante el estadístico de Levene (tabla 16).

		Titanio	Cromo-cobalto	Oro	Muestras
	N	6	6	6	18
Parámetros normales	Media	54,3333	53,3333	43,0000	50,2222
	Desviación típica	5,6095	16,5851	13,3866	13,0634
Diferencias más extremas	Absoluta	,117	,207	,422	,262
	Positiva	,098	,130	,251	,109
	Negativa	-,117	-,207	-,422	-,262
Z de Kolmogorov-Smirnov		,286	,508	1,034	1,112
Sig. asintót. (bilateral)		1,000	,959	,236	,168

a La distribución de contraste es la Normal.

b Se han calculado a partir de los datos..

**Tabla 15. Prueba Kolmogorov-Smirnov**

Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
1,224	2	15	,322

**Tabla 16. Prueba homogeneidad varianzas**

La prueba de Kolmogorov-Smirnov comprobó la normalidad de los valores obtenidos ( $p > 0,05$ ), y el estadístico de Levene nos indicó que existía homocedasticidad ( $p > 0,05$ ). Las medias de par de torsión soportados de los grupos fabricados en titanio colado y en aleación de cromo-cobalto eran muy similares, por lo que al realizar el análisis de

varianza (tabla 17) no se vieron diferencias entre los grupos. Para estudiar posibles diferencias de los grupos de muestras fabricados en distinto metal se realizó un test t para muestras independientes entre las muestras elaboradas en titanio colado y las muestras coladas en aleación de alto contenido en oro (tabla 18) y entre las muestras elaboradas en aleación de cromo-cobalto y las realizadas en aleación de alto contenido en oro (tabla 19).

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	472,444	2	236,222	1,459	,264
Intra-grupos	2428,667	15	161,911		
Total	2901,111	17			

**Tabla 17. ANOVA para el par de torsión soportado por muestras hasta fractura**

<b>TITANIO COLADO vs ORO</b>	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias		
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)
Se han asumido varianzas iguales	1,437	,258	1,913	10	,085
No se han asumido varianzas iguales			1,913	6,703	,099

**Tabla 18. Test t muestras independientes Titanio- Oro**

<b>CROMO-COBALTO vs ORO</b>	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias		
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)
Se han asumido varianzas iguales	,220	,649	1,188	10	,262
No se han asumido varianzas iguales			1,188	9,574	,264

**Tabla 19. Test t muestras independientes Cromo-Cobalto-Oro**

Estas pruebas no muestran diferencias significativas, pero cuando se compara el grupo colado en titanio y el fabricado en alta aleación de oro se observa un valor p bajo (0,085), que juntamente con un tamaño muestral pequeño (N=6) sugiere que puede existir una tendencia entre estos dos grupos a ser diferentes. Entre los otros grupos ni la ANOVA ni la prueba t verifica la existencia de diferencias estadísticamente significativas (Figura 66).

## RESISTENCIA A TORSIÓN

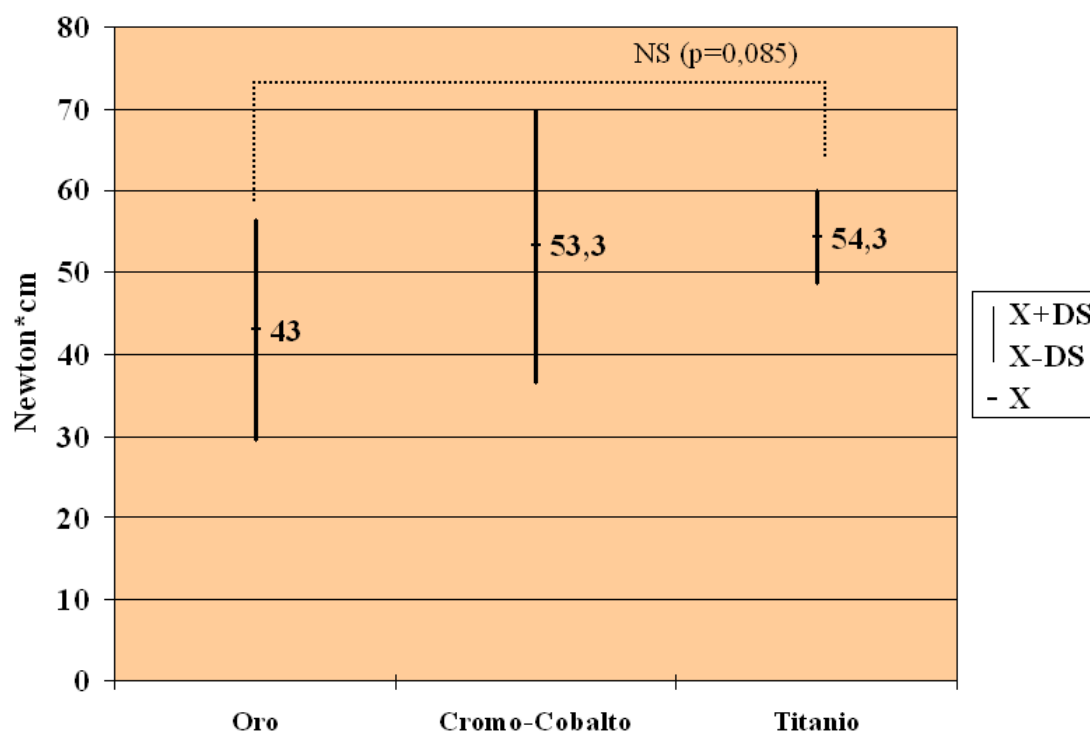


Figura 66. Resistencia a la torsión de las muestras según aleación metálica usada en su fabricación

### 5.2 Parte clínica

Se rehabilitaron 15 pacientes mediante el uso de prótesis confeccionadas en titanio colado y conectadas al implante con el aditamento intermedio mecanizado de titanio cementado con cemento de resina a la prótesis. En total se confeccionaron 13 coronas unitarias, 4 prótesis parciales fijas de dos unidades sobre dos implantes y una prótesis parcial fija de tres unidades sobre 3 implantes.

El tiempo de seguimiento de las prótesis en estos pacientes es variable (Tabla 20).



	Tipo prótesis	Meses seguimiento (hasta 31 julio 2004)
Paciente 1	Corona Unitaria Cementada	12
Paciente 2	Corona Unitaria Atornillada	13
Paciente 3	Prótesis Parcial Fija Mixta	15
	Corona Unitaria Atornillada	
Paciente 4	Corona Unitaria Cementada	7
Paciente 5	Corona Unitaria Atornillada	1
Paciente 6	Corona Unitaria Cementada	1
Paciente 7	Corona Unitaria Cementada	14
Paciente 8	Corona Unitaria Cementada	6
Paciente 9	Corona Unitaria Atornillada	12
Paciente 10	Corona Unitaria Atornillada	12
Paciente 11	2 Prótesis Parcial Fija Cementadas	1
Paciente 12	Corona Unitaria Atornillada	13
Paciente 13	Prótesis Parcial Fija Mixta	2
	Corona Unitaria Atornillada	
	Corona Unitaria Cementada	
Paciente 14	Corona Unitaria Atornillada	6
Paciente 15	Prótesis Parcial Fija Cementada	12

**Tabla 20. Tipo tratamiento y meses seguimiento**

Como promedio podemos calcular que estos pacientes se siguieron por un espacio de 8,4 meses, siendo 15 meses la que más seguimiento tuvo y 1 mes la que menos. 10 de las 15 prótesis confeccionadas con este aditamento se han seguido por un espacio de tiempo de 6 meses o más y el resto durante menos de 6 meses.



Dos pacientes han requerido una actuación adicional a la confección de la prótesis. Uno de ellos, rehabilitado con un implante de 4,5 mm de diámetro para la sustitución de un primer molar superior, acudió a los 5 meses después de colocado por que la prótesis unitaria cementada que le habían confeccionado se movía. Se intentó descementar la corona definitiva del muñón mediante el uso de un martillo levantapuentes pero el intento resultó infructuoso pues el muñón se movía y no se podía aplicar la fuerza necesaria a la corona para proceder a su descementado. Se tuvo que realizar un orificio de acceso a la corona para tener acceso al tornillo de fijación y se constató que dicho tornillo se había aflojado. Al retirar la prótesis para verificar el cementado del aditamento intermedio de titanio se vio que estaba correctamente cementado. Simplemente se tuvo que apretar el tornillo de nuevo con la llave de torque y tapan el orificio practicado con una restauración de composite. Otro paciente acudió a la consulta como control 11 meses después de la colocación de la prótesis con el aditamento intermedio de titanio y manifestó que se le empaquetaban restos de comida en la parte mesial de la corona unitaria atornillada que restauraba su segundo premolar izquierdo perdido. A la exploración se constató que se había fracturado la cerámica por lo que se procedió a confeccionar una corona nueva. El resto de pacientes no acudieron a la clínica odontológica para manifestar queja alguna de su tratamiento.

A finales de julio de 2004, se procedió a llamar por teléfono a los 15 pacientes para realizar las preguntas que se especifican en el apartado material y métodos. Ningún paciente manifestó que se le había roto la prótesis o la cerámica de la prótesis ni que se movía la prótesis. Todos los pacientes manifestaron que podían comer perfectamente. Dos pacientes remarcaron que se les quedaba comida impactada entre los dientes adyacentes y la corona protésica, pero que no afectaban de modo alguno su satisfacción pues se retiraban con hilo dental los restos de alimentos. Cabe destacar que 8 de los 15 pacientes manifestaron espontáneamente estar muy contentos con su prótesis y que dos de ellos añadieron estar encantadísimos y que volverían a pasar por todo el proceso si fuera necesario.

## 6. DISCUSIÓN

## 6. Discusión

### 6.1 Metodología

Todas las muestras se colaron tal y como indicaban los fabricantes, tanto del pilar intermedio mecanizado de titanio, como de la aleación metálica utilizada. Se realizaron dos colados distintos en cada metal (uno con cuatro muestras y el otro con tres) a fin de asegurarnos un poco más de que los posibles desajustes que se pudieran observar posteriormente no se debieran de forma exclusiva al colado de las muestras. Se utilizó la misma báscula (para el pesado de las muestras en cera y para la medición del polvo de los revestimientos) y la misma probeta (para la medición de líquidos) durante todo el proceso, a fin de homogeneizar posibles errores de medición.

Se debe diferenciar entre la determinación del ajuste marginal entre estructuras protésicas y pilares o muñones y la determinación de la existencia o no de ajuste pasivo entre las dos estructuras, pues se usan distintos métodos para su medición.

Para la medición del ajuste marginal se usan básicamente técnicas basadas en la imagen, en el uso de galgas calibradas o en la medición mediante láser<sup>58</sup>. Las técnicas basadas en la medición del desajuste marginal mediante la imagen miden la distancia entre la corona y el pilar o muñón<sup>50,53</sup>. Como esta distancia es pequeña debe utilizarse algún instrumento para magnificar la imagen, como el microscopio óptico<sup>50,51,52</sup> o el microscopio electrónico de barrido<sup>53,54,55</sup>. Realmente en la literatura se muestra poca diferencia en la determinación de la magnitud del desajuste marginal si se usa uno u otro<sup>56</sup>. El uso del microscopio electrónico de barrido (en adelante SEM) requiere que el objeto a medir sea conductor de electrones. En esta investigación no hubieron muchos problemas, pues tanto el implante como el conjunto pilar intermedio-colado eran metálicos y no ofrecían distorsión. Quizá lo que provocó un poco de distorsión fue la fina capa de cemento de resina que había entre la estructura colada y el aditamento mecanizado intermedio de titanio, pero no comprometió la calidad de la medición. En

caso de que necesiten observarse objetos no conductores, estos deben hacerse conductores mediante el sputtering, que es la aplicación de una finísima capa de metal alrededor de toda la muestra a observar.

Para la medición del ajuste pasivo deben utilizarse métodos que de algún modo cuantifiquen las tensiones que se producen en los componentes de la prótesis al ajustar éstas sobre los pilares transepiteliales o cabezas del implante, en caso de realizar algún tipo de restauración directamente al implante. Para la determinación del ajuste pasivo en el laboratorio, uno de los métodos descritos en la literatura es la medición con transductores de la precarga externa<sup>101</sup>, es decir, de las tensiones que se causan en el cuerpo donde físicamente está el transductor al colocar el tornillo de fijación de todo el conjunto. Es lógico pensar que la fricción entre dos cuerpos que no ajustan harán aumentar esta precarga externa. También puede predecirse la existencia de tensiones sobre los distintos elementos de la prótesis implantosoportada mediante el uso de análisis fotoelásticos<sup>94</sup>, que simulan por ordenador el comportamiento de los distintos elementos de la prótesis implantosoportada.

Uno de los objetivos de este estudio era el de la medición del desajuste entre el colado realizado en distintas aleaciones metálicas y el aditamento intermedio mecanizado de titanio, el cual se observó ajustaba de forma óptima con el implante mediante el SEM. Se midió la discrepancia marginal vertical, que se define como el desajuste marginal vertical medido de forma perpendicular a la interfase de unión de las dos piezas de las que se mide su ajuste<sup>54</sup>. Se debe colocar la muestra bajo el SEM de forma que el área de conexión del aditamento intermedio se vea directamente desde una perspectiva perpendicular<sup>53,54</sup>. Se escogió usar un microscopio electrónico de barrido porque, tras leer la bibliografía sobre ajuste marginal, se vio que debían medirse distancias muy pequeñas, por lo que se decidió obtener la máxima amplificación posible. Se utilizó una magnificación de 750X en todas las mediciones que permitía el desajuste existente entre el colado y el aditamento intermedio, a fin de minimizar posibles irregularidades en el sistema de medición posteriormente usado, el programa Photoshop 7.0 (Adobe®). Para minimizar los errores debidos a diferentes escalas, obtuvimos todas las imágenes a la misma escala, a fin de que no existiesen diferencias en las mediciones causadas por una diferencia de criterio del programa al medir distancias más grandes o más pequeñas.

Cuando el desajuste era tan importante que no cabía en la fotografía a 750X, es decir, que no se podían observar los dos cuerpos (la estructura colada y el aditamento mecanizado de titanio), entonces se utilizaba una magnificación que permitiese ver las dos partes a medir, por tanto, se disminuía el número de aumentos, asumiendo posibles errores en la medición a causa del programa informático utilizado.

Posteriormente se realizaron 5 mediciones en cada fotografía con la herramienta de medición del paquete informático Photoshop 7.0 (Adobe®), a fin de disminuir posibles errores en la medición y de poder optimizar el uso de las distintas magnitudes de desajuste que aparecían en cada fotografía. Es decir, en muchas fotografías el desajuste existente entre el colado y la pieza intermedia no era lineal, por lo que el uso de varias mediciones incluía la magnitud de mediciones de desajuste distintas en la misma fotografía.

En la literatura se describe el hecho de que si la muestra a observar no está completamente perpendicular al haz de electrones (en el SEM) o a la lente de magnificación (en el microscopio óptico) se provoca una distorsión de aproximadamente el 15% de la distancia real<sup>56</sup>. En nuestra investigación creemos que se compensó bastante esta distorsión a causa de la metodología que se siguió. Se fijó el implante con el conjunto aditamento intermedio mecanizado de titanio y cilindro colado mediante un tornillo de fijación y posteriormente se fijó al portamuestras que se colocó de la forma más perpendicular posible al haz de electrones. No existía ningún método que permitiera asegurar que el haz fuera completamente paralelo a la interfase aditamento-colado. Una vez que los pusimos en la cámara de vacío y empezamos a medir, se midió siempre con el mismo grado de inclinación. Es decir, se movió la muestra siempre en el eje de las abcisas a fin de poder efectuar las fotografías de los tres puntos de la misma cara y en el eje de rotación, a fin de poder girar la muestra para pasar a cada cara, pero en ningún momento se cambió la inclinación de la muestra. Con todo esto, cabe suponer que cualquier desajuste obtenido en una cara, se compensó de algún modo en la del otro lado (cuando la muestra giraba 180 grados). Esta compensación sería total si la magnitud del desajuste fuera constante en toda la circunferencia de la conexión, pero no fue así, por lo que solamente se compensó en parte. Todas las muestras se midieron de igual modo, por lo que este posible error se

cometi6 en todas, y podemos as6 comparar unas con otras. A la hora de realizar el c6culo del desajuste existente entre las dos piezas se tuvo en cuenta el hecho de que las mediciones fueran de una cara u otra. Con todos los valores medidos en las fotograf6as se obtuvo primero la media de la fotograf6a, despu6s la media de la cara y finalmente con las medias de las cuatro caras la media global de esa muestra.

## **6.2 Estudio del desajuste pilar intermedio mecanizado de titanio**

### **6.2.1 Ajuste piezas mecanizadas versus piezas coladas**

Se demuestra en la bibliograf6a que las piezas mecanizadas de f6brica presentan un ajuste mejor, m6s consistente y predecible que las piezas coladas en el laboratorio<sup>104</sup>, que dependen de forma muy importante del t6cnico de laboratorio que realiza los colados.

Los pilares transepiteliales son piezas mecanizadas directamente por el fabricante, que ajustan de forma 6ptima sobre el pilar. Despu6s sobre estos pilares se puede cementar la pr6tesis o se puede atornillar. Parece demostrado en la literatura que las pr6tesis que van atornilladas tienen una interfase o un ajuste marginal mejor que las pr6tesis que se cementan sobre los pilares<sup>50,117,187</sup>, aunque es discutible que este desajuste que se observa en las pr6tesis cementadas tenga alg6n tipo de implicaci6n cl6nica, pues se encontrar6 relleno de cemento dental. Si se utiliza un cemento provisional cabe esperar la disoluci6n de este en el tiempo, lo que permite la colonizaci6n por bacterias de un espacio vac6o en la conexi6n pilar-pr6tesis que pueden tener una implicaci6n directa en la aparici6n de problemas de tipo periodontal o en la p6rdida de hueso de soporte<sup>107</sup>.

En casos en que exista un grosor limitado de tejidos blandos que impida esconder de forma adecuada el pilar o de que exista un espacio interoclusal limitado que impida el hecho de colocar pilares es necesario la utilizaci6n de restauraciones directas a

implante<sup>164</sup>. A fin de obtener un ajuste correcto en la interfase se recomienda el uso de piezas mecanizadas<sup>104</sup>.

Actualmente en el mercado sólo se dispone de cilindros calcinables con base de oro para realizar restauraciones atornilladas con aditamentos mecanizados. Cuando se usan este tipo de aditamento sólo se pueden usar aleaciones nobles para el colado del cilindro calcinable. El uso de material noble implica por una parte el incremento del coste económico de la restauración y, por otro, el hecho de tener que usar al menos dos metales en contacto directo, el titanio del implante dental y la aleación noble de la restauración. El hecho de tener dos metales distintos en un medio hostil como la cavidad oral implica el hecho de que exista corrosión galvánica, con la liberación de iones metálicos en el medio oral, con consecuencias que pueden ser perjudiciales<sup>205,206</sup>.

Mediante el uso del pilar intermedio mecanizado de titanio, se puede confeccionar una restauración mecanizada directamente al implante, mediante el colado de la prótesis con titanio, de forma que no se incluyan distintos metales en la cavidad oral. Como los metales no nobles no es fácil sobrecolarlos, la estructura protésica debe confeccionarse independientemente de la base mecanizada de titanio y cuando esta estructura esté finalizada completamente, debe cementarse el aditamento intermedio de titanio. En caso de cementarlo antes, las cocciones de la cerámica en el horno deteriorarían el cemento y este perdería sus propiedades.

### **6.2.2 Comparación ajuste pilar intermedio mecanizado de titanio cementado y no cementado**

En este estudio observamos diferencias significativas ( $p < 0.001$ ) al comparar el desajuste marginal de las muestras donde el aditamento intermedio estaba cementado a la estructura protésica y donde no lo estaba, por lo que se demuestra que el asentamiento durante el cementado de la estructura protésica con el aditamento intermedio es un proceso crítico. Si observamos las diferencias de la interfase aditamento intermedio y estructura protésica colada, antes y después de cementarlas, entre los grupos

dependiendo de la aleación metálica usada durante el colado vemos que existen diferencias significativas en todos los grupos, es decir, en las muestras coladas con aleación de alto contenido de oro ( $p=0.033$ ), en las muestras coladas en aleación de cromo-cobalto ( $p=0.013$ ) y en las muestras coladas en titanio ( $p=0.025$ ).

En la literatura<sup>50,117,187</sup> ya se demuestra que el ajuste en prótesis atornilladas, en las que no hay cemento dental que una estructuras, es mejor que en prótesis cementadas, donde la retención de la prótesis sobre los implantes se deja a cargo del cemento. Es lógico y obvio que sea de este modo, pues la capa de cemento ocupa un espacio, por lo que la estructura protésica no adaptará de forma tan íntima, al existir una capa de cemento en medio.

La obtención de un ajuste marginal adecuado implica la realización de una estructura metálica que ajuste de forma óptima sobre el aditamento intermedio y que exista un correcto asentamiento de la estructura metálica colada sobre el aditamento intermedio durante el cementado. En la literatura se encuentra que el asentamiento entre estas dos estructuras viene determinado sobretodo por la técnica usada durante el cementado<sup>81,82</sup>, por la línea de terminación del muñón (margen del muñón)<sup>75,76</sup> y por el espesor de capa del cemento usado<sup>50,53,78,79</sup>.

### **Técnica de cementado usada**

Durante el cementado de las estructuras metálicas con los aditamentos intermedios se siguieron las instrucciones del fabricante, donde se especificaba la colocación de cemento en la parte más coronal del aditamento intermedio de titanio y en la parte de la conexión de la estructura colada. Posteriormente se colocó el tornillo recubierto de teflón y se apretó tal y como indicaba el fabricante para unir las dos partes. En la bibliografía se muestra que una manera de mejorar el asentamiento al cementar las coronas sobre muñones dentarios es la de colocar una cantidad de cemento lo mínima posible solamente en las partes laterales de la estructura a cementar<sup>82</sup>, en este caso, de la estructura metálica colada. De este modo se consigue que el cemento fluya hacia la parte superior del colado y asiente correctamente en el margen. Quizá, si lo hubiéramos



cementado de este modo se hubiera conseguido mejorar el ajuste marginal. Una menor cantidad de cemento en principio podría pensarse que disminuiría la fuerza de retención del cemento, pero Kent y cols<sup>185</sup> observaron en coronas cementadas sobre pilares Cera-One, que no existían diferencias en la retención del cemento si se aplicaba 0.01 mm ó 0.02 ml, por lo que cabe esperar que suceda lo mismo al cementar el aditamento intermedio mecanizado de titanio con la estructura protésica diseñada sobre éste. También se aconseja realizar unos surcos laterales en la pieza a cementar<sup>80</sup>. En la parte lateral de la estructura metálica colada, en la parte donde se unirá con el aditamento intermedio de titanio existen unos surcos perpendiculares a la base del cilindro de 1.1 mm de altura para aumentar la retención del cemento y para que este fluya mejor, por lo que en la estructura metálica ya se encuentran los surcos laterales recomendados por Pilo y cols<sup>80</sup>. En la literatura también se comenta la posibilidad de hacer una chimenea por donde el cemento sobrante pueda fluir durante el cementado, para conseguir un asentamiento óptimo. Esto nos parece correcto en estructuras metálicas de prótesis fija donde la altura del muñón es favorable. En nuestro caso, la altura del muñón, es decir, de la estructura vertical cuadrangular del aditamento intermedio de titanio donde se cementará la estructura metálica colada es de tan solo 1,5 mm de altura. En la parte central de esta columna vertical se encuentra un surco de 0,4 mm de altura y 0,2 mm de profundidad para aumentar la retención del cemento a esta estructura, en principio corta. Si además se practicara un agujero en la estructura metálica para que fluyera el cemento sobrante y así conseguir un asentamiento mejor, no se dispondría de altura suficiente del muñón para garantizar la retención del cemento. Rosentiel y cols<sup>81</sup> aconsejan la utilización de fuerzas dinámicas durante la colocación de la corona.

Al realizar una corona con el pilar intermedio mecanizado de titanio se describe la cementación de las dos piezas en el laboratorio y no directamente en el paciente. De este modo también se minimizan posibles efectos adversos que pueda tener la saliva del paciente en la capacidad retentiva del cemento y se facilita la aplicación clínica del pilar. Creemos que sería bastante complicado el cementar ambas piezas en el paciente, por la dimensión de las piezas a cementar o por lo subgingival que en ocasiones se encuentra la fijación.

### **Por la línea de terminación de la preparación**

Se puede considerar que el pilar intermedio mecanizado de titanio estudiado tiene una línea de terminación de tipo hombro de 90 grados, es decir, que la estructura metálica asienta de forma perpendicular al aditamento intermedio de titanio. En la bibliografía, Lin y cols<sup>75</sup> manifestaron la importancia de la línea de terminación en relación al correcto asentamiento. Concluyeron que la línea de terminación que ofrecía un mejor asentamiento era el hombro de 90 grados redondeado a 0.8 mm. Después, con un asentamiento muy similar se encontraba la terminación con hombro de 90 grados redondeado a 0.5mm. Gavelis y cols<sup>76</sup> también describieron que la terminación de hombro era la que facilitaba más el correcto asentamiento de la corona sobre el muñón. Según estas referencias, se puede considerar que el pilar intermedio mecanizado de titanio dispone de una línea de terminación que facilita el correcto asentamiento de la estructura protésica cementada sobre él.

Otros investigadores no encontraron diferencias en el asentamiento de las coronas si la línea de terminación era en chánfer o en hombro recto<sup>78</sup>.

### **Por el espesor de capa de cemento usado**

El cemento utilizado aumenta la cantidad de desajuste entre las dos partes a cementar por el espacio físico que ocupa. En nuestra investigación seguimos las indicaciones del fabricante y utilizamos un cemento de resina (Panavia EX). No utilizamos otros cementos porque disponíamos un tamaño muestral limitado y no era uno de los objetivos de la investigación el determinar los cementos que conseguían un menor desajuste de ajuste entre la estructura metálica colada y el pilar mecanizado intermedio de titanio.

En la literatura se muestran resultados diversos sobre el distinto asentamiento conseguido por distintos cementos. Akase y cols<sup>78</sup> comprueban que el cemento de resina Panavia EX es el que permitía el mejor asentamiento. Lo compararon con cementos de oxifosfato de zinc, de ionómero de vidrio y con cementos de carboxilato. Utz y cols<sup>79</sup> comprobaron que el cemento de ionómero de vidrio reforzado con resina no permitía

mejor asentamiento que el de oxifosfato de zinc o el de ionómero de vidrio. Clayton y cols<sup>53</sup> también observan el mejor asentamiento cuando usaban cementos de resina al cementar coronas sobre pilares Cera-One, comparándolos con cementos de fosfato de zinc, de ionómero de vidrio, de óxido de zinc y eugenol (temporal) y de ionómero de vidrio reforzado con resina.

### **6.2.3 Ajuste de las muestras cuando la estructura protésica no está cementada al pilar intermedio mecanizado de titanio**

Cuando la estructura metálica no se encontraba cementada al aditamento intermedio de titanio se midieron unos desajustes medios de 10.30+/-3.36 micrómetros para las muestras coladas en aleación de alto contenido en oro, de 9.20+/-2.11 micrómetros para las muestras coladas en aleación de cromo- cobalto y de 17.59+/-6.80 micrómetros para las muestras coladas en titanio.

En la literatura no existe acuerdo en lo que se considera un ajuste clínicamente correcto. Existe bibliografía que considera el ajuste correcto desde los 25 micrómetros<sup>62</sup> hasta los 119 micrómetros<sup>63</sup>. Podríamos considerar como correcto el pensar en un ajuste clínicamente correcto cuando existe un desajuste como máximo de 50 micrómetros, tal y como proponen Holmes y cols<sup>54</sup>. De todos modos, los desajustes medidos en nuestra investigación son inferiores a los 25 micrómetros que propone el autor más exigente como ajuste correcto<sup>62</sup>, por lo que podemos considerar el ajuste medio de nuestras muestras como muy bueno.

Si comparamos en nuestro estudio el ajuste obtenido según la aleación usada durante el colado podemos determinar que existen diferencias estadísticamente significativas al comparar las muestras coladas en aleación de alto contenido en oro o aleación de cromo-cobalto con las muestras realizadas en titanio.

Los resultados obtenidos en nuestra investigación coinciden en parte con los resultados reflejados en la literatura<sup>104</sup>, en la que se obtuvo cuando medían el ajuste implante-

muestra un desajuste circunferencial medio de  $10.6\pm 4.32$  micrómetros, 11.9 micrómetros o de 10,2 micrómetros cuando colaban la muestra con una aleación de alto contenido en oro, con una aleación de cromo-cobalto o con titanio, respectivamente. El ajuste obtenido con las muestras coladas en aleación de alto contenido en oro y en aleación de cromo-cobalto es parecido al obtenido en nuestro estudio.

Revisando la literatura queda bastante claro que el ajuste obtenido al fabricar una pieza destinada a encajar en otra depende del material usado para confeccionar la pieza, del material de la pieza receptora y de la técnica usada para realizar la forma. Así es distinto si se cuele el metal de forma convencional, si se corrige el colado con mecanismos de mecanizado por descargas eléctricas, si se realiza la estructura metálica por galvanoposición o si se realiza la forma deseada mediante escaneado y mecanizado asistido por ordenador, como ya se ha descrito en el estado de la cuestión.

Si comparamos el desajuste marginal que hemos obtenido nosotros al colar las muestras en aleación de alto contenido en oro con los de la literatura constatamos que el desajuste que hemos medido en nuestras muestras es inferior al que describen distintos autores. Holmes y cols<sup>64</sup> obtuvieron un desajuste marginal de 64 micrómetros, Pettenó y cols<sup>52</sup> midieron 16 micrómetros antes de la carga de cerámica, Hämmerle y cols<sup>66</sup> evidenciaron un desajuste de 36 micrómetros en sus muestras y nosotros hemos medido tan solo 10,30 micrómetros. Estos valores se midieron en prótesis confeccionada en diente natural tallado, por lo que no se usaron calcinables mecanizados en fábrica. Al realizar prótesis implantosoportadas se utilizan cilindros calcinables realizados en la industria que ajustan de forma óptima sobre los pilares. En una investigación llevada a cabo de forma conjunta entre la UIC y la UPC<sup>104</sup> se midió un desajuste de los cilindros calcinables a la cabeza de una réplica de implante de tan solo 5,2 micrómetros. Estos cilindros calcinables están realizados en un polímero, el cual es mucho más homogéneo que la cera que se usa durante el encerado, por lo que las contracciones y expansiones del material son mucho más predecibles. Además el polímero usado en esta investigación era mecanizado, que ajusta mejor que el inyectado. Keith y cols<sup>50</sup> midieron un desajuste marginal de  $8,8\pm 5.7$  micrómetros al realizar una prótesis atornillada con un cilindro calcinable colado en aleación de alto contenido en oro sobre un pilar Octa (ITI, Straumann). Akashia y cols<sup>106</sup> midieron 11,7 micrómetros de

desajuste marginal en una corona realizada también en aleación de alto contenido en oro mediante el uso de un cilindro calcinable, que iba a retenerse con cemento dental sobre un pilar Cera-One. Tras el cementado este desajuste marginal aumentó considerablemente. Como puede apreciarse, estos últimos resultados de la literatura científica se aproximan más a los obtenidos por nosotros durante el curso de la investigación.

Al comparar los resultados de las muestras que colamos en titanio aún se evidencian más diferencias. Nosotros medimos un desajuste marginal entre la estructura metálica y el pilar intermedio de titanio de 17,59 micrómetros y en la literatura se habla de desajustes de 86,09 micrómetros<sup>67</sup>, de 83,9 micrómetros<sup>68</sup> de 47 micrómetros<sup>69</sup> o de 60 micrómetros<sup>71</sup>. Contreras y cols<sup>68</sup> cuantificaron un desajuste de 50,6 micrómetros tras corregir el colado con el mecanizado por descargas eléctricas. Las dos primeras mediciones se obtuvieron mediante la medición del desajuste en una imagen que se había magnificado mediante un microscopio óptico y la tercera medición mediante una imagen magnificada con microscopio electrónico. Groten y cols<sup>56</sup> demostraron en su estudio que no existen diferencias significativas en la medición mediante imágenes magnificadas con microscopio óptico y electrónico, por lo que pueden compararse. Como se puede constatar, el desajuste medido por nosotros es menor que el que refleja la literatura. De todos modos nuestros resultados deberían compararse con coronas realizadas mediante el uso de cilindros calcinables obtenidos mediante mecanizado, tal y como hemos realizado nosotros, pues como se ha explicado anteriormente el ajuste no es comparable si se usa o no el cilindro calcinable como base para realizar el encerado y posterior colado, como no es igual si se usa un cilindro calcinable obtenido por mecanizado que por inyección.

Este buen ajuste que hemos obtenido nosotros en nuestra investigación podría ser debido al uso de escariadores confeccionados expresamente para este pilar, en vez del uso de una fresa montada en un micromotor. El uso del escariador manual proporciona al técnico de laboratorio un control más adecuado de la reducción que está realizando y de la forma final resultante, ayudando así a la optimización del ajuste entre la estructura protésica colada y el pilar intermedio de titanio. Evidentemente cuanto más blando sea el metal que se está escariando, más fácil será la realización de este proceso. Con

nuestras muestras se evidenció que el proceso de pasar el escariador fue muchísimo más fácil en las muestras realizadas en aleación de alto contenido en oro que en las coladas en titanio o en aleación de cromo-cobalto.

Cabe también destacar que estamos midiendo prótesis en las que simplemente ha influido el encerado y el colado. En la práctica clínica rutinaria, la toma de impresiones<sup>27,28,29</sup> y el vaciado en yeso, entre otros pasos clínicos, puede provocar pequeños desajustes que se van acumulando, siendo la causa de un gran desajuste al final<sup>24,25,26</sup>. Además, estamos midiendo el desajuste de las estructuras metálicas sin cargar la cerámica de ninguna prótesis. Existe abundante bibliografía que comenta que la aplicación de cerámica puede causar distorsiones en el metal<sup>39,40,41</sup>. Fonseca y cols<sup>67</sup> midieron una distorsión aumentada en 21 micrómetros en el desajuste de una estructura colada en titanio comercialmente puro antes y después de la carga de la cerámica.

#### **6.2.4 Ajuste de las muestras cuando la estructura protésica está cementada al pilar intermedio mecanizado de titanio**

Tras proceder al cementado de las muestras se constató un aumento del desajuste marginal entre el cilindro colado en las distintas aleaciones metálicas y el aditamento intermedio de titanio.

En la literatura queda patente que al cementar las prótesis se produce un aumento de la interfase entre el muñón y la estructura protésica por dos razones básicamente: la primera es porque hay que dejar un espacio entre el muñón y la estructura protésica para que quepa el cemento y la segunda es por el asentamiento de la prótesis, que depende básicamente de la partícula del cemento. Así, cementos con partículas grandes provocarán un peor asentamiento que cementos con partículas más finas. Akashia y cols<sup>106</sup> elaboraron unas coronas de aleación de alto contenido en oro sobre los pilares Cera-One. Antes del cementado midieron un desajuste de 11,7 micrómetros y tras el cementado se constató un aumento de 24 a 30 micrómetros, según el cemento provisional usado. En nuestra investigación hemos usado cemento de resina, que es el

que mejor asentamiento permitía en un estudio realizado por Clayton y cols<sup>53</sup>, donde lo compararon con óxido de zinc con eugenol (cemento provisional), con ionómero de vidrio, con ionómero de vidrio reforzado con resina y con oxifosfato de zinc, el cual generaba un aumento del desajuste marginal corona-pilar de casi 40 micrómetros más que el cemento de resina.. Keith y cols<sup>50</sup> obtuvieron un desajuste marginal 10 micrómetros mayor al cementar con oxifosfato de zinc comparado con ionómero de vidrio.

En nuestra investigación se aumentó el desajuste marginal en todas las muestras, independientemente del metal usado para el colado de la estructura protésica. Las estructuras protésicas en las que se aumentó menos el desajuste marginal, es decir, que asentaron mejor fueron las realizadas en aleación de cromo cobalto, que aumentaron en 10 micrómetros como media. Después fueron las de titanio, que aumentaron 24,62 la magnitud del desajuste estructura protésica-aditamento intermedio y las que peor asentaron fueron las realizadas en aleación de alto contenido en oro, en las que el desajuste aumentó 34 micrómetros.

Creemos que quizá fue el proceso de escariado el causante de que las muestras realizadas en aleación de alto contenido en oro fueran las que más aumentaran el desajuste tras el cementado, pues la sensación al pasar el escariador por las muestras coladas en oro era la de estar con un material muy blando y quizá se escariaron poco, por temor a llevarse más material que el que se debía. Las muestras coladas en aleación de cromo-cobalto o en titanio eran mucho más duras, sobretodo las de cromo-cobalto, con lo que se realizó un escariado más agresivo y se dejó más espacio para el cemento dental.

Se utilizó el cemento de resina Panavia EX. Quizá actualmente en el mercado existen cementos con las mismas propiedades que este pero con el tamaño de partícula menor, por lo que posiblemente mejoraría el ajuste de la estructura protésica y el aditamento intermedio de titanio una vez cementadas las dos partes.

### 6.3 Estudio de la resistencia a la torsión

En el estudio realizado no se han apreciado diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la torsión entre los grupos de muestras colados en titanio, en aleación de cromo-cobalto y en aleación de alto contenido en oro. Sin embargo, al comparar la resistencia entre las muestras coladas en titanio y en aleación de alto contenido en oro se obtiene un valor p bajo (0,085), que juntamente con un tamaño muestral pequeño (N=6) sugiere que puede existir una tendencia entre estos dos grupos a ser diferentes. Para ver las diferencias de forma estadística quizá hubiera sido necesario ampliar el tamaño de la muestra. Podríamos atribuir esta diferencia de la resistencia a la torsión a la distinta rugosidad observada mediante las fotografías del microscopio electrónico, donde se apreciaba que las muestras coladas en aleación de alto contenido en oro eran menos rugosas que las coladas con los otros metales.

Dentro de los valores de resistencia máxima a la torsión observamos que se obtienen unos valores que parecen inferiores a lo esperable a la vista de las otras muestras en una muestra realizada en aleación de cromo- cobalto y en otra realizada en aleación de alto contenido en oro. Se cree que es debido a algún tipo de error introducido por nosotros durante el cementado. Realmente se puso el máximo esfuerzo en que el cementado de todas las muestras fuera realizado de igual modo y tal y como indica el fabricante, por lo que a la vista de los resultados podríamos decir que el cementado del pilar mecanizado de titanio con el cilindro colado sobre el pilar es un proceso crítico y bastante sensible a la técnica usada.

El tamaño de la pieza mecanizada y del cilindro colado es siempre constante en los tres grupos, a excepción del grosor de las muestras coladas con titanio. La pieza mecanizada de titanio dispone de una columna cuadrangular central de 1,5 mm de altura donde cementar la corona protésica. Ubica un surco de 0,4 mm de anchura y 0,2 mm de profundidad en aproximadamente la mitad de esta columna para aumentar la retención del cemento. El cilindro calcinable diseñado para este pilar mecanizado adapta perfectamente en los 0.5 mm de la base de esta columna. Existen unos surcos perpendiculares a la base del cilindro de 1.1 mm de altura para aumentar la retención del



cemento. Queda un espacio de 0,3 mm para cemento en la parte superior entre el cilindro calcinable y la parte superior de la columna mecanizada de la pieza mecanizada de titanio. Entre las paredes laterales del cilindro calcinable y del pilar mecanizado de titanio existe un espacio de 300 micras para alojar el cemento que une la corona protésica procedente del cilindro calcinable y la pieza mecanizada de titanio.

Revisando la literatura no se pueden conseguir demasiadas conclusiones sobre qué cemento usar para unir estas dos piezas, pues las investigaciones realizadas utilizan distintos protocolos para el cementado y los sistemas de implantes varía<sup>53,188,199</sup>. Respecto a la retención que ofrecen los cementos entre los cilindros colados metálicos y los pilares mecanizados, tampoco se pueden obtener conclusiones de la literatura, pues otra vez se utilizan distintos cementos en los artículos, con distintos protocolos y uniéndose colados y pilares con distinta conicidad y tamaño<sup>144,185,186,188,198</sup>.

De todos modos, no se encontró ningún artículo donde se realizaran ensayos de torsión sobre los cilindros colados pues todos ellos realizaban ensayos de “pull-out”, a fin de comprobar la retención del cemento<sup>53,186,187,200</sup>. Tampoco se encontró ningún artículo donde se cementaran piezas tan pequeñas. Es lógico pensar que cuanto menos altura y cuanto más cónicas sean las paredes del pilar, menor será la retención que pueda ofrecer el cemento<sup>180,181,185,186</sup>. Kent y cols<sup>185</sup> demostraron con el pilar CeraOne de Nobel Biocare, que tiene paredes paralelas, que cuando se aumentaba la altura del muñón de 3,7 mm a 5 mm, la retención conseguida con cemento de oxifosfato de zinc se duplicaba. Maxwell y cols<sup>181</sup> escriben también que a medida que aumenta la altura del pilar dentario aumenta también la retención de la corona. Covey y cols<sup>186</sup> demostraron con pilares de paredes paralelas CeraOne que la altura del pilar y la relación altura-anchura están positivamente relacionados con la fuerza de retención del cemento, mientras que la superficie total del pilar no lo está. Esto implica que el aumentar el grosor del pilar sin aumentar la altura no aumenta la retención del cemento.

El tipo de cemento también tiene influencia en la retención. Al usar el pilar mecanizado intermedio de titanio, la retención de la corona la da el tornillo de fijación y no el cemento. El cemento usado une la corona protésica con el pilar mecanizado de titanio que adapta perfectamente sobre el hexágono interno del implante, pero no retiene la

corona. Respecto al cemento a utilizar, Squier y cols<sup>187</sup> estudiaron sobre un muñón de titanio de 5,5 mm de altura y 8 grados de conicidad la retención de distintos cementos mediante un ensayo de “pull-out”. Concluyeron que el que ofrecía más retención era el cemento de resina, seguido del cemento de oxifosfato de zinc con una retención significativamente inferior. Clayton y cols<sup>53</sup> observan en el pilar de paredes paralelas Cera-One con ensayos de “pull-out” que el cemento que más retención ofrece sobre coronas coladas en aleación de oro tipo III es el cemento de oxifosfato de zinc (46 Kg) seguido del cemento de resina (Panavia) que soportaba casi 31 Kg. Covey y cols<sup>186</sup> observan en pilares de paredes paralelas que el cemento de oxifosfato de zinc soporta tres veces más que el cemento provisional de óxido de zinc eugenol. Mansour y cols<sup>200</sup> muestran que la retención ofrecida con cemento de resina (Panavia 21) al unir un aditamento prefabricado de titanio y una estructura metálica colada en aleación noble es significativamente mayor que al usar cemento de ionómero de vidrio o de oxifosfato de zinc.

El pilar de paredes paralelas CeraOne dispone de un cilindro de sobrecolado en oro a fin de optimizar el ajuste de la corona que va sobre él. Está descrito que el espacio para el cemento que queda entre la corona y el pilar es de tan solo 5 micras<sup>53</sup>. Díaz<sup>207</sup> determinó que un espacio de 80 micras es el ideal para el cemento de resina. Un espacio inferior puede provocar cracks del cemento a causa de imperfecciones en la superficie metálica. Clayton<sup>53</sup> manifiesta en su estudio que arenaba la parte interna de las coronas con partículas de 50 micrómetros de óxido de aluminio, por lo que creaba imperfecciones que podían causar fracturas en el cemento de resina. Esto podría ser la causa de las diferencias encontradas en su estudio. Igualmente cabe destacar el hecho de que arenara la parte interna de la corona a fin de ganar rugosidad. En nuestra investigación no se arenaron los cilindros colados pues se siguió estrictamente lo que indicaba el fabricante. Las diferencias encontradas en nuestro estudio con las estructuras coladas en aleación de alto contenido en oro podrían explicarse también por el cemento usado. El cemento de resina se adhiere directamente sobre la capa de óxido del metal<sup>191,192</sup>. El hecho de que los metales preciosos no se oxiden podría explicar porque el cemento de resina se adhiere menos en las muestras coladas en aleación de alto contenido en oro que en las realizadas con otros metales no nobles. Quizás arenando las muestras conseguiríamos

ganar más rugosidad y crear microrretenciones en las estructuras coladas en metal noble y podríamos aumentar la retención.

Todos los estudios anteriormente citados hicieron ensayos de “pull-out”, a fin de ver el mejor cemento para cementar coronas. Al usar el pilar intermedio mecanizado de titanio, el cemento une la prótesis acabada con el pilar mecanizado que ajusta de forma óptima sobre el implante, pero la retención de la corona sobre el implante la ofrece el tornillo de fijación. Realmente este cemento en el único caso donde estará expuesto a fuerzas funcionales es en el caso de restauraciones unitarias y las fuerzas que recibirá serán básicamente de torsión, por lo que se decidió en este estudio realizar un ensayo de resistencia a la torsión y no de tracción.

No existe bibliografía que nos conste respecto a la resistencia a la torsión de coronas realizadas sobre implantes. A fin de poder contrastar un poco nuestros valores se han empleado resultados de postes cementados en dientes naturales, aunque Mansour y cols<sup>200</sup> demostraron que la retención ofrecida por los cementos era distinta si unían diente-corona o pilar metálico-corona. Simplemente se comparan los resultados para deducir de una forma racional si la unión ofrecida entre el pilar mecanizado de titanio y la estructura metálica colada es suficiente para aguantar las fuerzas de torsión en el caso de restauraciones unitarias.

Cohen y cols<sup>197</sup> compararon la resistencia de torsión de siete postes intrarradiculares cementados a dientes extraídos con 2 tipos de cementos. Encontraron resultados que iban desde los 12 N\*cm a los 57,20 N\*cm. Los valores medios obtenidos para las muestras coladas en nuestro estudio van desde los 43 N\*cm (muestras coladas en aleación de alto contenido en oro) a los 54,3 N\*cm (muestras coladas en titanio), que son valores similares a los máximos encontrados por Cohen. En otro artículo, estos mismos autores<sup>196</sup> estudiaron los valores de torsión máximo que aguantaban restauraciones realizadas en dientes extraídos mediante dos tipos de postes cementados con cemento de resina y restaurados con resina reforzada con titanio. Obtuvieron resultados que iban de 37.64 N\*cm a 51 N\*cm, valores similares a los obtenidos con el pilar intermedio mecanizado de titanio en nuestro estudio. En otro estudio<sup>194</sup> experimentaron la resistencia a la torsión de dientes restaurados mediante una corona

sobre un muñón realizado con un poste de acero inoxidable y resina reforzada con titanio. Obtuvieron unos valores de resistencia máxima a la torsión que iban de 43 N\*cm a 114,54 N\*cm, dependiendo del tipo de poste que utilizaban. Estos valores los podríamos considerar superiores a los que nosotros hemos obtenido con el aditamento intermedio de titanio.

### **Envejecimiento de las muestras en cámara climática**

Antes del ensayo de torsión se envejecieron las muestras en una cámara climática, donde se sometieron las muestras a 40 ciclos a temperaturas que iban de 5 grados centígrados a 55 grados centígrados. Realmente no podemos hablar de termociclado propiamente dicho, pues el cambio de temperatura fue bastante gradual y no de forma súbita, como se describe el termociclado en la literatura<sup>187,208,209,210</sup>. Todas las muestras de nuestro estudio se sometieron a la cámara climática, por lo que no puede estudiarse si el hecho de haber sometido las muestras a 40 ciclos en la cámara climática tuvo algún efecto en la resistencia máxima a la torsión de las muestras. La bibliografía consultada muestra que el termociclado por si solo no tiene demasiada influencia en la resistencia del cemento<sup>193,211</sup>. Lo que sí parece tenerla son las cargas cíclicas sobre la corona cementada o la contaminación con saliva o sangre durante el proceso de cementado. El pilar mecanizado de titanio se cementa en el laboratorio, por lo que se puede descartar la contaminación con saliva o sangre. Respecto a las cargas cíclicas cabe esperar una disminución en la retención del cemento durante el funcionamiento clínico de las restauraciones realizadas con este aditamento, pero se necesitan nuevos estudios para poder afirmar esto con seguridad.

### **6.4 Estudio Clínico del aditamento mecanizado de titanio**

Se trataron de forma satisfactoria a 15 pacientes mediante el uso de 23 aditamentos de titanio mecanizados de forma hexagonal (para coronas o muñones individuales) y 2 aditamentos de titanio mecanizados de forma circular (para estructuras ferulizadas a otro implante).

El cemento dental usado para unir la corona protésica y el aditamento mecanizado de titanio, como se ha comentado anteriormente, solo actúa cuando existen fuerzas de torsión o con fuerzas en el sentido vertical si se afloja el tornillo que une la corona protésica con el aditamento intermedio cementado al implante.

En los 15 pacientes tratados en este estudio se realizaron un total de 14 restauraciones unitarias, que son las que más fuerzas de torsión reciben y las que presentan mayor índice de aflojamiento de tornillos, tal y como se describe en la literatura<sup>155,156,157</sup>. Al finalizar el periodo de observación de este estudio, tras un periodo de observación medio de 8,4 meses, no se observó en ningún caso de estas restauraciones unitarias ni en las múltiples el descementado de la pieza intermedia mecanizada de titanio de la prótesis realizada. Cabe destacar que se siguió un protocolo estricto en cuanto a la oclusión dada a los pacientes rehabilitados mediante coronas implantosoportadas, en los que se conseguía siempre que fuera posible una guía anterior durante la desoclusión, por lo que se minimizaban las fuerzas laterales que causan en mayor medida fuerzas de torsión. Nos gustaría destacar que en el caso del paciente a quien se le aflojó el tornillo de unión corona- implante, el aditamento intermedio se encontraba perfectamente cementado a la corona, habiendo soportado todas las fuerzas que se generan a nivel del primer molar superior.

El cuestionario telefónico realizado a finales de julio del 2004 confirmó los buenos resultados clínicos de este aditamento, pues se constató que las prótesis que se habían realizado funcionaban correctamente. Se realizó por vía telefónica porque la muestra era pequeña y se quería toda la colaboración posible, es decir, que se pretendió molestar lo menos posible a los pacientes para que colaboraran. Se pudo contactar con todos los pacientes.

## 7. CONCLUSIONES

## 7. Conclusiones

- ⇒ El pilar intermedio mecanizado de titanio permite la confección de estructuras protésicas mediante el uso de cualquier aleación dental, manteniendo un muy buen ajuste del pilar con el implante.
- ⇒ El desajuste medido entre el pilar intermedio mecanizado de titanio y la estructura protésica metálica colada, cementada o sin cementar al pilar intermedio, entra dentro de los límites del ajuste considerado como clínicamente aceptable.
- ⇒ Las estructuras metálicas coladas en titanio son las que mostraron un mayor desajuste marginal al medir la interfase aditamento intermedio mecanizado de titanio y estructura colada cuando el aditamento no se encontraba cementado a la estructura metálica. El desajuste medido en las muestras confeccionadas con titanio es estadísticamente mayor que el medido en los grupos colados en aleación de alto contenido en oro y en aleación de cromo cobalto.
- ⇒ Las estructuras metálicas coladas en titanio son las que mostraron un mayor desajuste marginal al medir la interfase aditamento intermedio de titanio y estructura colada una vez cementadas las dos partes. El desajuste medido en las muestras confeccionadas con titanio es estadísticamente mayor que el medido en los grupos colados en aleación de alto contenido en oro y en aleación de cromo cobalto.
- ⇒ Las estructuras metálicas coladas en aleación de cromo- cobalto fueron las que mostraron un menor desajuste cuando no estaban cementadas y cuando se encontraban cementadas al aditamento intermedio mecanizado de titanio. Las diferencias observadas con las estructuras confeccionadas con aleación de alto contenido en oro no fueron estadísticamente significativas.

- ⇒ Se observaron diferencias estadísticamente significativas en las muestras realizadas en aleación de titanio, en aleación de cromo- cobalto y en aleación de alto contenido en oro en la cantidad de interfase entre el aditamento intermedio mecanizado de titanio y las estructuras protésicas si ambas partes se encontraban cementadas o no. Se observó mayor desajuste cuando estaban cementadas.
- ⇒ No se ha observado diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la resistencia a la torsión exhibida por las muestras coladas en aleación de alto contenido en oro, en aleación de cromo cobalto o en titanio, pero se observa una tendencia en las muestras realizadas en aleación de alto contenido en oro de presentar menor retención.
- ⇒ El proceso de cementado entre el pilar intermedio mecanizado de titanio y la estructura protésica es crítico al determinar posteriormente las propiedades mecánicas de dicha unión.
- ⇒ Clínicamente el comportamiento de la prótesis utilizando este sistema con el aditamento intermedio de titanio mecanizado ha sido muy bueno, no mostrando en ningún caso descementado entre las dos partes.



## 8. PERSPECTIVAS DE FUTURO

## 8. Perspectivas de Futuro

El uso de este aditamento mecanizado permite la confección de una prótesis en titanio colado cementada sobre una base de titanio mecanizado que irá atornillada sobre un implante de titanio mecanizado. Esto tiene un gran valor clínico, pues se consigue el monometalismo en la cavidad oral y se evitan en gran medida procesos corrosivos que pueden derivar a la liberación de iones metálicos y a su posterior acumulación en cualquier parte del organismo.

Clínicamente, a veces, el uso de este aditamento intermedio mecanizado de titanio es comprometido. El hecho de que no pueda cementarse el aditamento intermedio a la corona protésica hasta que ésta esté totalmente terminada sumado al hecho de que la conexión entre la corona protésica y el aditamento intermedio sea circular y no disponga de ningún elemento antirrotatorio, no permite asegurar la correcta ubicación de la cabeza hexagonal de la réplica del implante en el modelo de trabajo hasta el día en que se coloca la corona.

En el futuro, quizá debería realizarse una unión de la corona protésica con el aditamento intermedio a través de una estructura que tenga un efecto antirrotatorio y no permita la libre rotación de la corona sobre el aditamento. Esto podría permitir además mejorar las propiedades mecánicas de la unión del cemento a fuerzas torsionales.

Otro modo de superar este problema de la rotación sería el de aumentar un poco el tamaño de la pieza mecanizada de titanio intermedia a fin de que el laboratorio pueda desde que tiene la estructura metálica confeccionada, unir mediante puntos de soldadura láser el aditamento intermedio a la estructura metálica. Esta unión con soldadura permitiría la carga de la cerámica con las piezas unidas y permitiría de este modo al clínico comprobar desde la primera visita (prueba de la estructura metálica) que la posición del elemento antirrotatorio de la réplica del implante colocada en el modelo es correcta. Como parte negativa, si no existiese suficiente grosor de tejido blando, quizá no podría esconderse esta pieza conectora de titanio.

## 9. BIBLIOGRAFÍA

## 9. Bibliografía

- 
- <sup>1</sup> Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:227–231.
  - <sup>2</sup> Adell R. Clinical results of osseointegrated implants supporting fixed prostheses in edentulous jaws. In: Zarb GA(ed). *Proceedings of Toronto Conference on Osseointegration in Clinical Dentistry*. St Louis: Mosby, 1983:1–165.
  - <sup>3</sup> Albrektsson T, Zarb GA, Worthington P, Eriksson A. The long-term efficacy of currently used implants: A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11–25.
  - <sup>4</sup> Adell R. Clinical results of osseointegrated implants supporting fixed prostheses in edentulous jaws. *J Prosthet Dent* 1983;50:251–254.
  - <sup>5</sup> Singer A, Serfaty V. Cement-retained implant-supported fixed partial dentures: A 6-month to 3-year follow up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:645–649.
  - <sup>6</sup> Preiskel HW, Tsolka P. Telescopic prostheses for implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:352–357.
  - <sup>7</sup> 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.
  - <sup>8</sup> Lewis S, Beumer J, Hornburg W, Moy P. The “UCLA” abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:183–189.
  - <sup>9</sup> Lewis S, Avera S, Engleman M, Beumer J. The restoration of improperly inclined osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:147–152.
  - <sup>10</sup> Anderson B, Ödman P, Linnvall AM, Brånemark PI. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: Results from a perspective study on CeraOne. *Int J Prosthodont* 1998;212–218.
  - <sup>11</sup> Kerstein RB, Castelucci F, Osorio J. Ideal gingival form with computer generated healing abutments. *Compend Contin Educ Dent* 2000;21:793–797.
  - <sup>12</sup> Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. St Louis: Mosby, 1993:664–665.
  - <sup>13</sup> Rieder CE. Copings on tooth and implant abutments for superstructure prosthesis. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1990;10:437–453.
  - <sup>14</sup> Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restoration: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 1997;77:28–35.
  - <sup>15</sup> Misch CE. Screw-retained versus cement-retained implant-supported prostheses. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1995;9:15–18.
  - <sup>16</sup> Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: Basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992;18:264–274.
  - <sup>17</sup> Guichet DL. Load transfer in screw and cement-retained implant fixed partial denture design [abstract]. *J Prosthet Dent* 1994;72:631.
  - <sup>18</sup> Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY. Cemented versus screw-retained implant prostheses: Which is better? [current issues forum] *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:137–141.

- 
- <sup>19</sup> Clelland NL, van Putten MC. Comparison of strains produced in a bone simulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(6):793-799.
- <sup>20</sup> Hofstede TM, Ercoli C, Hagan M. Alternative complete-arch cement-retained implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1999;82(1):94-99.
- <sup>21</sup> Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. St Louis: Mosby Year Book, 1993:651–685.
- <sup>22</sup> Zarb GA, Jansson TP. Prosthodontic procedures and laboratory procedures and protocol. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prostheses*. Chicago: Quintessence, 1985:241–282.
- <sup>23</sup> Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*. Chicago: Quintessence, 1989:176–177.
- <sup>24</sup> Nicholls JI. The measurement of distortion: Theoretical considerations. *J Prosthet Dent* 1977;37:587–596.
- <sup>25</sup> Nicholls JI. The measurement of distortion: Mathematical considerations. *J Prosthet Dent* 1978;39:339–343.
- <sup>26</sup> Nicholls JI. The measurement of distortion: Concluding remarks. *J Prosthet Dent* 1980; 43:218–223.
- <sup>27</sup> Daudi MF, Setchell DJ, Searson LJ. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *Int J Prosthodont* 2001;14:152–158.
- <sup>28</sup> Barrett MG, de Rijk WG, Burgess JO. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodont* 1993;2:75–82.
- <sup>29</sup> Carr AB. A comparison of impression techniques for a five implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:448–455.
- <sup>30</sup> Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:216–222.
- <sup>31</sup> Phillips KM, Nicholls JI, Ma T, Rubenstein J. The accuracy of three implant impression techniques: A three dimensional analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:533–540.
- <sup>32</sup> Binon PP. Implants and components: Entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:76–94.
- <sup>33</sup> Phillips RW. *Skinner's Science of Dental Materials*. Philadelphia: Saunders, 1991:86–87.
- <sup>34</sup> O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. Chicago: Quintessence, 1997:147–150.
- <sup>35</sup> Schillingburg H, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. *Fundamentos esenciales en prótesis fija*. Quintessence, Barcelona, 3ª ed.
- <sup>36</sup> Craig RG. *Restorative Dental Materials*, ed 10. St Louis: Mosby, 1997:438–439.
- <sup>37</sup> Bridger DV, Nicholls JI. Distortion of ceramometal fixed partial dentures during the firing cycle. *J Prosthet Dent* 1981;45:507–514.
- <sup>38</sup> Papazoglou E, Brantley WA, Johnston WM. Evaluation of high-temperature distortion of high-palladium metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 133-40.
- <sup>39</sup> Campbell SD, Pelletier LB. Thermal cycling distortion of metal ceramics; Part II-Etiology. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 284-289.
- <sup>40</sup> Campbell SD, Pelletier LB. Thermal cycling distortion of metal ceramics; Part I-Metal collar width. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 603-608.
-

- 
- <sup>41</sup> Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal distortion of metal-ceramic restorations during the porcelain firing procedure. *J Marmara Univ Dent Fac* 1999; 1(4): 285-9
- <sup>42</sup> McDowel JA, Regli CP. A quantitative analysis of the decrease in width of the mandibular arch during forced movements of the mandible. *J Dent Res* 1961;40:1183–1185.
- <sup>43</sup> Osborne J, Tomlin HR. Medial convergence of the mandible. *Br Dent J* 1964;117:112–114.
- <sup>44</sup> Burch JG, Borchers G. Method for study of mandibular arch width change. *J Dent Res* 1970;49:463.
- <sup>45</sup> Goodkind RJ, Heringlake CB. Mandibular flexure in opening and closing movements. *J Prosthet Dent* 1973;30:134–138.
- <sup>46</sup> De Marco TJ, Paine S. Mandibular dimensional change. *J Prosthet Dent* 1974;31:482–485.
- <sup>47</sup> Fischman BM. The influence of fixed splints on mandibular flexure. *J Prosthet Dent* 1976;35:643–647.
- <sup>48</sup> Grant AA. Some aspects of mandibular movement: Acceleration and horizontal distortion. *Ann Acad Med Sinesajusteore* 1986;15:305–310.
- <sup>49</sup> Hobkirk JA, Schwab J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:319–328.
- <sup>50</sup> Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal ceramic crowns on implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:369–378.
- <sup>51</sup> Oruç S, Tulunoglu Y. Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. *J Prosthet Dent* 2000; 83(3): 314-318
- <sup>52</sup> Pettenò d, Schierano G, Bassi F, Breciano M, Carossa S. Comparison of marginal fit of 3 different metal-ceramic systems; an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2000; 13(5): 405-408
- <sup>53</sup> Clayton GH, Driscoll CF, Hondrum SO. The effect of luting agents on the retention and marginal adaptation of the CeraOne implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:660–665.
- <sup>54</sup> Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989;62:405–407.
- <sup>55</sup> Sutherland JK, Laney RW, Syed S. Marginal discrepancy of all-ceramic crowns cemented on implant abutments. *J Prosthodont* 1995;4:173–177.
- <sup>56</sup> Groton M, Girthofer S, Probster L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning-electron-microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil* 1997;24:871-881.
- <sup>57</sup> Groton M, Axmann D, Probster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal desajuste measurements required for practical in vitro testing. *J Prosthet Dent* 2000;83(1):40-49.
- <sup>58</sup> Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 1996;75:314–324.
- <sup>59</sup> Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *J Prosthet Dent* 2001; 85(6): 575-84
- <sup>60</sup> Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J* 1993; 43: 245-53.
-

- 
- <sup>61</sup> Felton DA, Kanoy E, White J. The effect of surface roughness of crown preparations on retention of cemented castings. *J Prosthet Dent* 1987;58:292–296.
- <sup>62</sup> Brockhurst PJ, McLaverty VG, Kasloff Z. A castability standard for alloys used in restorative dentistry. *Oper Dent* 1983;8:130–139.
- <sup>63</sup> Silken D. Indirect evaluation of the marginal fit of dental castings. *J Prosthodont* 1992;1:95–100.
- <sup>64</sup> Holmes JR, Pilcher ES, Rivers JA, Stewart RM. Marginal fit of electroformed ceramometal crowns. *J Prosthodont* 1996;5:111–114.
- <sup>65</sup> Raigrodski AJ, Malcamp C, Rogers WA. Electroforming technique. *J Dent Technol* 1999; 15(6): 13-6
- <sup>66</sup> Hämmerle CH, Mesaric W, Lang NP. Marginal fit of porcelain crowns with galvanized frames. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1994; 104(6): 740-5
- <sup>67</sup> Fonseca JC, Henriques GE, Sobrinho LC, de Gaes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. *Dent Mater* 2003; 19(7): 686-91
- <sup>68</sup> Contreras EF, Henriques GE, Giolo SR, Nobilo MA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent* 2002; 88(5): 467-72
- <sup>69</sup> Valderrama S, Van Roekel N, Andersson M, Goodacre CJ, Muñoz CA. A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1995; 8: 29-37.
- <sup>70</sup> Oruç S, Tulunoglu Y. Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. *J Prosthet Dent* 2000; 83(3): 314-8
- <sup>71</sup> Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. *Int J Prosthodont* 1995, 7(5): 440-7
- <sup>72</sup> Boerning KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera All Ceram crowns. *J Prosthet Dent* 2001; 84(4): 419-24
- <sup>73</sup> Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 1998; 10(5): 478-84
- <sup>74</sup> Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand* 1993; 51(3): 129-34
- <sup>75</sup> Lin MT, SyMuñoz J, Muñoz CA, Goodacre CJ, Naylor WP. The effect of tooth preparation form on the fit of Procera copings. *Int J Prosthodont* 1999, 11(6): 580-90
- <sup>76</sup> Gavelis JR, Morency JD, Riley Sozio RB. The effects of various finish line preparations of the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosthet Dent* 1981; 45: 138-145.
- <sup>77</sup> Hummert T, Barghi N, Berry T. Postcementation marginal fit of a new ceramic foil crown system. *J Prosthet Dent* 1992; 68(5): 766-70
- <sup>78</sup> Akase K, Yatani H, Kondo Y, Yamashita A. Influence of luting materials on marginal fitness and tensile strength of full veneer crowns. Comparison between conventional dental cements and adhesive luting resins]. *Nippon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi* 1991; 33(1): 8-16
- <sup>79</sup> Utz, Graner M, Vothknecht R. Cervical discrepancies and closeness of marginal fit of full cast crowns in correlation with the luting agent used]. *Dtsch Zahnarztl Z* 1990; 44(11): 901-4
- <sup>80</sup> Pilo R, Cradash HS, Baharav H. Incomplete seating of cemented crowns: A literature review. *J Prosthet Dent* 1988;59:429–433
-

- 
- <sup>81</sup> Rosentiel SF, Gegauff AG. Improving the cementation of complete cast crowns: A comparison of static and dynamic seating methods. *J Am Dent Assoc* 1988;117:845–848.
- <sup>82</sup> Tan K, Ibbetson R. The effect of cement volume on crown seating. *Int J Prosthodont* 1996;9:445–451.
- <sup>83</sup> Ness EM, Nicholls JI, Rubenstein JE, Smith DE. Accuracy of the acrylic resin pattern for the implant-retained prosthesis. *Int J Prosthodont* 1992;5:542–549.
- <sup>84</sup> Jemt T. Three-dimensional distortion of gold alloy casting sand welded titanium frameworks: Measurement of precision of fit between completed implant prostheses and the mastercast in routine situations. *J Oral Rehabil* 1995;22:557–564.
- <sup>85</sup> Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res* 1995; 6(3): 172-180.
- <sup>86</sup> Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1006; 11(2): 151-158.
- <sup>87</sup> Klineberg IJ, Murray GM. Design of framework for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J* 1985;28:63–69.
- <sup>88</sup> Waskewitz CA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:405–411.
- <sup>89</sup> Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prostht Dent* 1997; 78(6): 596-604.
- <sup>90</sup> Van Roekel NB. Electric discharge machining in dentistry. *Int J Prosthodont* 1992;5:114–121.
- <sup>91</sup> Schmitt SM, Chance DA. Fabrication of titanium implant-retained restorations with non-traditional machining techniques. *Int J Prosthodont* 1995;8:332–336.
- <sup>92</sup> LaBarge KW. Electrical discharge machining. *J Dent Technol* 1997;14:19–22.
- <sup>93</sup> Linehan AD, Windeler PS. Passive fit of implant retained prosthetic framework by electric discharge machining. *J Prosthodont* 1994;3:88–95.
- <sup>94</sup> Uludamar A, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part II: Efficacy of the Preci-Disc system for the correction of errors. *Int J Prosthodont* 1996;9:16–20.
- <sup>95</sup> Voitik AJ. The Kulzer abutment luting: KAL technique. A direct assembly framework method for osseointegrated implant prostheses. *Implant Soc* 1991;2:11–14.
- <sup>96</sup> Aparicio C. A new method to routinely achieve passive fit of an interim restoration supported by Brånemark implants: A technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:614–618.
- <sup>97</sup> Aparicio C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Brånemark osseointegrated implants; a two-year report. *Int j Periodontics restorativ Dent*, 14(5): 404-419.
- <sup>98</sup> Olive J, Aparicio C. The Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:390–400.
- <sup>99</sup> 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(2): 209-218.
- <sup>100</sup> Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: A review of the literature. *Int J Prosthodont* 1999;12:167–178.
-



- 
- <sup>101</sup> Duyck J, Naert I. Influence of prosthesis fit and the effect of a luting system on the prosthetic connection preload: An in vivo study. *Int J Prosthodont* 2002;15:389–396.
- <sup>102</sup> Clelland, van Putten. Comparison of strains produced in a bone simulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12(6): 793-799
- <sup>103</sup> Randi AP, Hsu AT, Verga A, Kim JJ. Dimensional accuracy and retentive strength of a retrievable cement-retained implant supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:547–556.
- <sup>104</sup> Arano JM, Giner L, Cortada M, Gil J, Lucena J. La interfase de conexión implantaria en el espacio crevicular. Ajustes protésicos de los materiales. Parte I. *Periodoncia* 2001; 11 (4) Fasc. 5: 291-302.
- <sup>105</sup> Chiche GJ, Pinault A. Considerations for fabrication of implant-supported posterior restorations. *Int J Prosthodont* 1991;4:37–44.
- <sup>106</sup> Akashia AE, Francischone CE, Tokutsune E, daSilva W. Effects of different types of temporary cements on the tensile strength and marginal adaptation of crowns on implants. *Adhes Dent* 2003; 4(4): 309-15
- <sup>107</sup> Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843–848.
- <sup>108</sup> Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent* 1996;76:500–509.
- <sup>109</sup> Michaels GC, Carr AB, Larsen PE. Effect of prosthetic superstructure accuracy on the osseointegrated implant–bone interface. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997;83:198–205.
- <sup>110</sup> Hulterstrom M, Nilsson U. Cobalt-chromium as framework material in implant-supported fixed prostheses: A preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:475–480.
- <sup>111</sup> White GE. *Osseointegrated Dental Technology*. Chicago: Quintessence, 1993:95–129.
- <sup>112</sup> Rubenstein JE. Stereo laser-welded titanium implant frameworks: Clinical and laboratory procedures with a summary of 10-year clinical trials. *J Prosthet Dent* 1995;74:284–293.
- <sup>113</sup> Jemt T, Book K. Prosthetic misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:620–625.
- <sup>114</sup> Bergendal B, Palmqvist S. Laser-welded titanium frameworks for fixed prostheses supported by osseointegrated implants: A two-year multicenter study report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:199–206.
- <sup>115</sup> Tan KB. The clinical significance of distortion in implant prosthodontics: Is there such a thing as a passive fit? *Ann Acad Med* 1995;24:138–157.
- <sup>116</sup> Jemt T, Lekholm U, Johansson CB. Bone response to implant-supported frameworks with differing degrees of misfit preload: In vivo study in rabbits. *Clin Implant Dent Rel Res* 2000;2:129–137.
- <sup>117</sup> 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;15:239–246.
- <sup>118</sup> Silness J. Periodontal conditions in patients treated with dental bridges. *J Periodont Res* 1970;5:60–68.
-

- 
- <sup>119</sup> Keenan MP, Shillingburg HT, Duncanson MG, Wade CK. Effects of cast gold surface finishing on plaque retention. *J Prosthet Dent* 1980;43:168–173.
- <sup>120</sup> Sorensen JA. A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. *J Prosthet Dent* 1989;62: 264–269.
- <sup>121</sup> Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:527–540.
- <sup>122</sup> Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. *Clin Oral Implants Res* 1997;8: 161–172.
- <sup>123</sup> Listgarten M. Soft and hard tissue response to endosseous dental implants. *Anat Rec* 1996;245:410–425.
- <sup>124</sup> Augthun M, Conrads G. Microbial findings of deep peri-implant bone defects. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:106–112.
- <sup>125</sup> Keller W, Brägger U, Mombelli A. Peri-implant microflora of implants with cemented and screw-retained superstructures. *Clin Oral Impl Res* 1998;9:209–217.
- <sup>126</sup> Quirynen M, van Steenberghe D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. *Clin Oral Implants Res* 1993;4:158–161.
- <sup>127</sup> Quirynen M, van Steenberghe D, Jacobs R, Schotte A, Darius P. The reliability of pocket probing around screwed implants. *Clin Oral Implants Res* 1991; 2: 186-192.
- Ericsson I, Lindhe J. Probing depth at implants and teeth. *J Clin Periodontol* 1993; 20: 623-627.
- <sup>128</sup> Berglundh T, Lindhe J, Jonsson K, Ericsson I. The topography of the vascular systems in the periodontal and peri-implant tissues in the dog. *J Clin Periodontol* 1994; 21: 189-193.
- <sup>129</sup> Newmann MG, Flemming TF. Bacteria-host interactions. En: Whorthington Ph y Branemark PI (eds). *Advanced osseointegration surgery. Applications in the maxillofacial region*. Quintessence. Chicago 1992; 67-69.
- <sup>130</sup> Lang NP, Wilson ThG. Choice of implants system and clinical management. En: Wilson ThG, Kornman KS, Newman MG. *Advances in periodontics*. Quintessence. Chicago 1992: 346-376.
- <sup>131</sup> Listgarten MA, Lang NP, Schroeder HE. Peridontal tissues and their counterparts around endosseous implants. *Clin Oral Implants Res* 1991; 2: 1-19.
- <sup>132</sup> Llobell A, Llobell E. Uso de piezas intermedias cerámicas y de titanio: maduración guiada del tejido y mantenimiento del perfil de emergencia. *Periodoncia* 1998; 8(2): 85-94.
- <sup>133</sup> Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Kinge b. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *J Clin Periodontol* 1995; 22: 255-261.
- <sup>134</sup> Wahl G, Schaal KP. Mikroben in subgingivalen Implantatspalträumen. *Zahnärztliche Implantologie* 1989; 5: 287-291.
- <sup>135</sup> Guindy JS, Besimo CE, Besimo R, Schiel H, Meyer J. Bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained implant-borne crowns in vitro. *J Oral Rehabilitation* 1998; 25: 403-408.
- <sup>136</sup> Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont* 1996; 8(6): 511-516.
-

- 
- <sup>137</sup> Rangert B, Gunne J, Sullivan DY. Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth; an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 177-182.
- <sup>138</sup> Quirynen M, Bollen CML, Eyssen H, van Steenberghe d. Microbial penetration along the implant components of Branemark system. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 1994; 5: 239-242.
- <sup>139</sup> Persson LG, Lekholm U, Leonhardt A, Dahlen G, Lindhe J. Bacterial colonization on internal surfaces of Branemark system implant components. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7: 90-97.
- <sup>140</sup> Pauletto N, Lahiffe BJ, Walton JN. Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:865-868.
- <sup>141</sup> Agar JR, Cameron SM, Hughbanks JC, Parker MH. Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent* 1997;78:43-47.
- <sup>142</sup> Quirynen M, Van der Mei HC, Bolen CM, et al. An in vivo study on the influence of the surface roughness of implants on the microbiology of supra and subgingival plaque. *J Dent Res* 1993;72:1304-1309.
- <sup>143</sup> Dmytryk JJ, Fox SC, Moriarty JD. The effects of scaling titanium implant surfaces with metal and plastic instruments on cell attachment. *J Periodontol* 1990;61:491-496.
- <sup>144</sup> Dixon DL, Breeding LC, Bogacki MI, Tietge JD. Use of luting agents with an implant system: Part II. *J Prosthet Dent* 1992;68:885-890.
- <sup>145</sup> Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent* 1992;68:949-956.
- <sup>146</sup> 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;9:169-178.
- <sup>147</sup> Hemmings KW, Schmitt A, Zarb GA. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: A 5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:191-196.
- <sup>148</sup> Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 1992;67:236-245.
- <sup>149</sup> Gunne J, Jemt T, Linden B. Implant treatment in partially edentulous patients: A report on prostheses after 3 years. *Int J Prosthodont* 1994;7:143-148.
- <sup>150</sup> Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failure and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants: From prosthetic treatment to first annual check up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:40-44.
- <sup>151</sup> Zarb GA, Smith A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 1990;64:185-194.
- <sup>152</sup> Zarb GA, Schmitt A. The edentulous predicament: A prospective study of the effectiveness of implant-supported fixed prostheses. *J Am Dent Assoc* 1996;127:59-65.
- <sup>153</sup> Allen PF, McMillan AS, Smith DG. Complications and maintenance requirements of implant-supported prostheses provided in a UK dental hospital. *Br Dent J* 1997;182:298-302.
-

- 
- <sup>154</sup> Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1988;60:75–84.
- <sup>155</sup> Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PHJ, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 450-455.
- <sup>156</sup> Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent* 1993;21:203–208.
- <sup>157</sup> Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PHF, Pilizzi G, Zarb GA, herramn I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement; progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 49-54.
- <sup>158</sup> AviviArber L, Zarb GA. Clinical effectiveness of implant-supported single-tooth replacement: The Toronto study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:311–321.
- <sup>159</sup> Scheller H, Urgell JP, Kultje c, Klineberg I, Goldberg PV, Stevenson-Moore P, et al. A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 212-218.
- <sup>160</sup> Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:353–359.
- <sup>161</sup> Duyck J, Van Oosterwyck H, De Cooman M, Vander Sloten J, Puers R, Naert I. Preload on oral implants after screw tightening fixed full prostheses: An in vivo study. *J Oral Rehab* 2001;28:226–233.
- <sup>162</sup> Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241–247.
- <sup>163</sup> Rangert BR, Sullivan D, Jemt T. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:360–370.
- <sup>164</sup> Taylor T, Agar J, Vogiatzi T. Implant Prosthodontics: Current Perspective and Future Directions. *J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(1):66-75.
- <sup>165</sup> Levine RA, Clem DS III, Wilson TG, Higginbottom F, Saunders SL. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: Preliminary results at 6 or more months of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:237–242.
- <sup>166</sup> Karisson U, Goffredsen K, Olsson C. A 2 year report on maxillary and mandibular fixed partial dentures supported by Astra Tech dental implants. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:235–242.
- <sup>167</sup> Lekholm U, van Steenberghe D, Herrmann I, et al. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:627–635.
- <sup>168</sup> Adell R, Lekholm U, Rockier B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaws. *Int J Oral Surg* 1981;10:387–416.
- <sup>169</sup> Pylant T, Triplett RG, Key MC, Brunsvold MA. A retrospective evaluation of endosseous titanium implants in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:195–202.
- <sup>170</sup> Tolman DE, Laney WR. Tissue-integrated dental prosthesis: The first 78 months of experience at the Mayo Clinic. *Mayo Clin Proc* 1993;68:323–331.
- <sup>171</sup> Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D, De Keyser C, Callens A. Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting a partial bridge. An up to 6 years retrospective study. *J Clin Periodontol* 1992;19:118–126.
-

- 
- <sup>172</sup> Wilson AH Jr, Chan DC. The relationship between convergence and retention of extracoronary retainers. *J Prosthodont* 1994;3:74–78.
- <sup>173</sup> Nordlander J, Weir D, Stoffer W, Ochi S. The taper of clinical preparations for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1988;60:148–151.
- <sup>174</sup> Reisbick MH, Shillingburg HT. Effect of preparation geometry on retention and resistance of cast gold restorations. *Calif Dent Assoc J* 1975;3:51–59.
- <sup>175</sup> Potts RG, Shillingburg HT Jr, Duncanson MG Jr. Retention and resistance of preparations for cast restorations. *J Prosthet Dent* 1980;43:303–308.
- <sup>176</sup> Jorgensen KD. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. *Acta Odontol Scand* 1955;13:35–40.
- <sup>177</sup> Zidan O, Ferguson GC. The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. *J Prosthet Dent* 2003; 89(6): 565-71
- <sup>178</sup> Bernal G, Okamura M, Muñoz CA. The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont* 2003;12(2): 111-5
- <sup>179</sup> Eames WB, O’Neal SJ, Monteiro J, Miller C, Roan JD, Cohen KS. Techniques to improve the seating of castings. *J Am Dent Assoc* 1978;96:432–437.
- <sup>180</sup> Kaufman EG, Coelho AB, Colin L. Factors influencing the retention of cemented gold castings. *J Prosthet Dent* 1961;11:487–502.
- <sup>181</sup> Maxwell AW, Blanck LW, Pelleu GB. Effect of crown preparation height on the retention and resistance of gold castings. *Gen Dent* 1990; 38: 200-2
- <sup>182</sup> Felton DA, Kanoy E, White J. The effect of surface roughness of crown preparations on retention of cemented castings. *J Prosthet Dent* 1987;58:292–296.
- <sup>183</sup> Ayad MF, Rosenstiel SF, Salama M. Influence of tooth surface roughness and type of cement on retention of complete cast crowns. *J Prosthet Dent* 1997; 77(2): 116-21
- <sup>184</sup> 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;15:545–549.
- <sup>185</sup> Kent DK, Koka S, Froeschle ML. Retention of cemented implant-supported restorations. *J Prosthodont* 1997;6:193–196.
- <sup>186</sup> Covey DA, Kent DK, St Germain HA Jr, Koka S. Effect of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant supported crowns. *J Prosthet Dent* 2000;83:344–348.
- <sup>187</sup> Squier RS, Agar JR, Duncan JP, Taylor TD. Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:793–798.
- <sup>188</sup> Breeding LC, Dixon DL, Bogacki MT, Tietge JD. Use of luting agents with an implant system: Part 1. *J Prosthet Dent* 1992;68:737–741.
- <sup>189</sup> Broning WD, Nelson SK, Cibirka R, Myers ML. Comparison of luting cements for minimally retentive crown preparations. *Quintessence Int* 2002; 33(2): 95-100
- <sup>190</sup> Ernst CP, Wenzl N, Stender E, Willershausen B. Retentive strengths of cast gold crowns using glass ionomer, compomer, or resin cement. *J Prosthet Dent* 1998; 79(4): 472-6
- <sup>191</sup> Rubo JH, Pregoraro LF. Tensile bond strength of a composite resin cement for bonded prosthesis to various dental alloys. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 230-234
- <sup>192</sup> Kern M, Thompson V. Durability of resin bonds to pure titanium. *J Prosthodont* 1995;4: 16-22
-

- 
- <sup>193</sup> GaRey DJ, Tian AH, James RA, Caputo AA. Effects of thermocycling, load-cycling, and blood contamination on cemented implant abutments. *J Prosthet Dent* 1994; 71(2): 124-32
- <sup>194</sup> Cohen BI, Penugonda B, Pagnillo MK, Schulman A, Hittelman E. Torsional resistance of crowns cemented to composite cores involving three stainless steel endodontic post designs. *J Prosthet Dent* 2000; 84(1): 38-42
- <sup>195</sup> Cohen BI, Pagnillo MK, Musikant BL, Deutsch AS, Cofranceso G. Pilot study of the effects of three bonding systems on the torsional resistance of a titanium-reinforced composite core. *J Prosthet Dent* 1999; 82(3): 277-80
- <sup>196</sup> Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. Effects of three bonding systems on the torsional resistance of titanium-reinforced composite cores supported by two post designs. *J Prosthet Dent* 1999; 81(6): 678-83
- <sup>197</sup> Cohen BI, Pagnillo MK, Condos S, Deutsch AS. Comparison of the torsional forces at failure for seven endodontic post systems. *J Prosthet Dent* 1996; 74(4): 350-7
- <sup>198</sup> Koka S, Ewoldsen NO, Dana CL. The effect of cementing agent and technique on the retention of a CeraOne gold cylinder. A pilot study. *Implant Dent* 1995;4:32-35.
- <sup>199</sup> Ramp MH, Dixon DL, Ramp LC, Breeding LC, Barber LL. Tensile bond strengths of provisional luting agents used with an implant system. *J Prosthet Dent* 1999; 81(5): 510-4
- <sup>200</sup> 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; 13(4): 343-8
- <sup>201</sup> Kraus BS, Jordan RE, Abrams L. *Dental Anatomy and Occlusion*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1969:61-110.
- <sup>202</sup> Okeson JP. *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion*, ed 2. St Louis: Mosby, 1989:59-86.
- <sup>203</sup> Ekfeldt A. Occlusal contact wear of prosthodontic materials. An in vivo study. *Acta Odontol Scand* 1988;46:159-169.
- <sup>204</sup> Waerhaug J. The effects of rough surfaces upon gingival tissues. *J Dent Res* 1956;35:323-325.
- <sup>205</sup> Wataha JC, Hanks CT, Sun Z. In vitro reaction of macrophages to metal ions from dental biomaterials. *Dent Mater* 1995; 11(4): 239-245.
- <sup>206</sup> Wataha JC, Malcom CT, Hanks CT. Correlation between cytotoxicity and the elements released by dental casting alloys. *Int J Prosthodont* 1995; 8(1): 9-14.
- <sup>207</sup> Díaz-Arnold AM, Williams VD, Aquilino SA. The effect of film thickness on the tensile strength of a prosthodontic adhesive. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 614-618.
- <sup>208</sup> Akialy I, Ozcan M, Nergiz I. Effect of surface conditioning techniques on the resistance of resin composite core materials on titanium posts. *Quintessence Int* 2003; 34(10): 766-71.
- <sup>209</sup> Akialy I, Ozcan M, Nergiz. Resistance of core materials against torsional forces on differently conditioned titanium posts. *J Prosthet Dent* 2002; 88(4): 367-74.
- <sup>210</sup> Medina Tirado JI, Nagy WW, Dhuru VB, Ziebert AJ. The effect of thermocycling on the fracture toughness and hardness of core build-up materials. *J Prosthet Dent* 2001; 86(5): 474-80.
- <sup>211</sup> Purton DG, Chandler NP, Oualtrough AJ. Effect of thermocycling on the retention of glass-fiber root canal posts. *Quintessence Int* 2003;34(5): 366-9.
-