

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**Departamento de Estomatología I  
(Prótesis Bucofacial)**



**EVALUACIÓN DEL SELLADO MARGINAL DE CORONAS  
DE TITANIO COLADO Y MECANIZADO CON DOS LÍNEAS  
DE DETERMINACIÓN**

**MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR**

**PRESENTADA POR**

María Jesús Suárez García

Bajo la dirección del doctor

José Francisco López Lozano

**Madrid, 2004**

**ISBN: 84-669-2627-5**



**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**  
**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**  
**DEPARTAMENTO ESTOMATOLOGÍA I (PRÓTESIS BUCOFACIAL)**

**EVALUACIÓN DEL SELLADO  
MARGINAL DE CORONAS DE  
TITANIO COLADO Y  
MECANIZADO CON DOS  
LÍNEAS DE TERMINACIÓN**

**TESIS DOCTORAL**

**MARÍA JESÚS SUÁREZ GARCÍA**  
**2003**

# **EVALUACIÓN DEL SELLADO MARGINAL DE CORONAS DE TITANIO COLADO Y MECANIZADO CON DOS LÍNEAS DE TERMINACIÓN**

Trabajo de investigación para optar al Grado de Doctor en  
Odontología por la Universidad Complutense de Madrid que  
presenta:

**M<sup>a</sup> Jesús Suárez García**

Director:

**Prof. Dr. D. José Francisco López Lozano**

**Departamento Estomatología I (Prótesis Bucofacial)  
Facultad de Odontología  
Universidad Complutense de Madrid**

**Madrid, 2003**

**D. JOSÉ FRANCISCO LÓPEZ LOZANO**, Catedrático del Departamento de Estomatología I de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.

**Certifica que:**

El trabajo de investigación titulado: “Evaluación del sellado marginal de coronas de titanio colado y mecanizado con dos líneas de terminación” del que es autora la Dra. Dña. María Jesús Suárez García, ha sido realizado en este Departamento bajo mi dirección y supervisión, reuniendo en mi opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido para la obtención del Grado de Doctor por esta Universidad.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmo el presente certificado en Madrid a 1 de Octubre de dos mil tres.

Fdo. José Francisco López Lozano

## **AGRADECIMIENTOS**

Al Prof. López Lozano, director del presente trabajo, por sus consejos, estímulo, ayuda y apoyo constante desde el comienzo de mi formación académica.

Al Prof. Del Río de las Heras, Director del Departamento de Estomatología I, por sus enseñanzas tanto en mi formación académica como personal.

A D. Guillermo Caruana, del Centro Nacional de Investigaciones Metalúrgicas (CENIM), por su inestimable colaboración durante la fase de análisis de imagen, además de su paciencia, ayuda desinteresada y sus sabios consejos.

A D. Fernando de las Casas por su inestimable colaboración y rigurosidad durante las fases de laboratorio.

A D. Ricardo García Mata del Centro de Proceso de Datos, Servicio de Apoyo a la Investigación del Área de Informática y Comunicaciones de la Universidad Complutense de Madrid, por su ayuda en el análisis estadístico de los datos.

A D. Antonio Moreno y a la casa Nobel Biocare por su colaboración en la confección de las cofias de Procera Titanio

A todos mis compañeros de Departamento y a todos aquellos que de una u otra forma han contribuido en la elaboración de este trabajo.

# **DEDICATORIA**

**A José, mi marido, y a mi hijo**

**Carlos, por todas las horas que**

**no les he dedicado.**

# ÍNDICE

<b>1.INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>9</b>
<b>1.1. AJUSTE MARGINAL.....</b>	<b>10</b>
1.1.1. Concepto.....	10
1.1.2. Importancia clínica.....	12
<b>1.2. LÍNEAS DE TERMINACIÓN.....</b>	<b>14</b>
1.2.1. Concepto.....	14
1.2.2. Indicaciones.....	15
<b>1.3. ALEACIONES EN PRÓTESIS.....</b>	<b>17</b>
1.3.1. Clasificación de las aleaciones dentales.....	17
<b>1.4. RESTAURACIONES CERAMO-METÁLICAS DE TITANIO.....</b>	<b>23</b>
1.4.1. Ventajas.....	23
1.4.2. Inconvenientes.....	24
1.4.3. Técnicas de procesado del titanio.....	24
1.4.4. Diferencias entre el titanio colado y mecanizado.....	26
<b>1.5. CEMENTADO.....</b>	<b>27</b>
<b>2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.....</b>	<b>31</b>
<b>3. HIPÓTESIS DE TRABAJO.....</b>	<b>34</b>
<b>4. MATERIAL Y MÉTODOS.....</b>	<b>36</b>
<b>4.1. CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS.....</b>	<b>37</b>
<b>4.2. CONFECCIÓN DE LAS CORONAS.....</b>	<b>39</b>
<b>4.3. ESTUDIO DE LAS MUESTRAS MEDIANTE ANALIZADOR DE IMAGEN.....</b>	<b>51</b>
4.3.1. Analizador de imagen.....	51
4.3.2. Preparación de las probetas.....	52
4.3.3. Mordaza de posicionamiento.....	52
4.3.4. Análisis de imagen.....	53



<b>4.4. TRATAMIENTO DE LOS DATOS.....</b>	<b>57</b>
<b>5. RESULTADOS.....</b>	<b>59</b>
<b>5.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA.....</b>	<b>60</b>
5.1.1. Material.....	60
5.1.2. Línea de terminación.....	60
5.1.3. Material y línea de terminación.....	61
<b>5.2. ESTADÍSTICA INFERENCIAL.....</b>	<b>65</b>
5.2.1. Material.....	65
5.2.2. Línea de terminación.....	67
5.2.3. Material y línea de terminación.....	69
<b>6. DISCUSIÓN.....</b>	<b>77</b>
<b>6.1. MATERIAL.....</b>	<b>80</b>
<b>6.2. LÍNEA DE TERMINACIÓN.....</b>	<b>82</b>
<b>6.3. MATERIAL Y LÍNEA DE TERMINACIÓN.....</b>	<b>83</b>
<b>6.4. CEMENTADO.....</b>	<b>85</b>
<b>7. CONCLUSIONES.....</b>	<b>88</b>
<b>8. BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>90</b>
<b>9. APÉNDICES.....</b>	<b>104</b>
<b>9.1. PLANOS PARA LA CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS.....</b>	<b>105</b>
<b>9.2. PRUEBAS ESTADÍSTICAS.....</b>	<b>106</b>

# **1. INTRODUCCIÓN**

## 1.1 AJUSTE MARGINAL

### 1.1.1. CONCEPTO

Se define ajuste o sellado marginal en prótesis fija como la exactitud con la que encaja una restauración de prótesis fija sobre una línea de terminación, previamente tallada en la porción cervical de la corona dentaria, mediante un instrumento rotatorio diamantado de alta velocidad.<sup>1,2</sup>

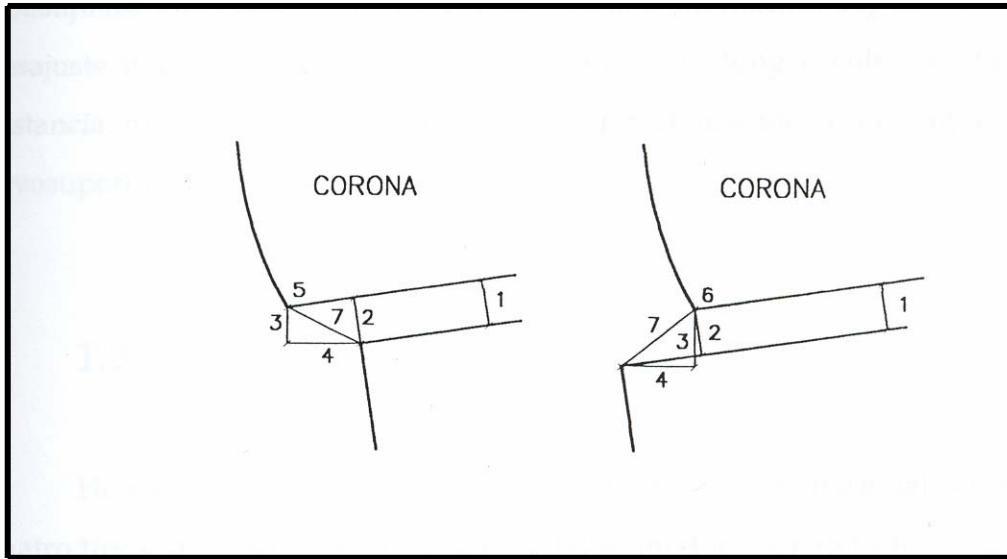
El ajuste marginal es uno de los criterios más importantes para el éxito a largo plazo de las restauraciones de prótesis fija, siendo ampliamente investigado en la literatura. Así discrepancias marginales entre 50 y 120  $\mu\text{m}$  se consideran clínicamente aceptables en relación a la longevidad de las restauraciones.<sup>3-5</sup> El desajuste de las restauraciones de prótesis fija puede afectar a la resistencia a la fractura y reducir su longevidad, además de otros conocidos efectos adversos como la lesión de los tejidos adyacentes, la formación de caries en el margen o la disolución del agente cementante.<sup>6-8</sup>

Los puntos de referencia para las mediciones y la terminología descriptiva para definir “ajuste” varían considerablemente entre los investigadores. A menudo el mismo término es utilizado para referirse a diferentes medidas o diferentes términos son utilizados para referirse a la misma medida. Esto significa una constante fuente de confusión cuando se comparan los diferentes estudios.<sup>9,10</sup>

El ajuste de una restauración se puede definir mejor, como sugieren Holmes y cols,<sup>9</sup> en términos de desajuste, medido en varios puntos entre la superficie de la restauración y el diente (Fig 1):

- Desajuste interno: La medida perpendicular desde la superficie interna de la restauración a la pared axial de la preparación.
- Desajuste marginal: La distancia perpendicular entre la restauración y la preparación a nivel del margen.
- Discrepancia marginal vertical: El desajuste marginal vertical medido paralelo a la vía de inserción de la restauración.
- Discrepancia marginal horizontal: El desajuste marginal horizontal medido paralelo a la vía de inserción de la restauración.
- Margen sobrecontorneado: La distancia perpendicular desde el desajuste marginal al margen de la restauración, es decir la distancia que rebase la restauración a la línea de terminación.
- Margen infracontorneado: Es la distancia perpendicular desde el ajuste marginal al ángulo cavosuperficial del diente. En este caso el diente sobrepasa a la restauración.
- Discrepancia marginal absoluta: La combinación angular del desajuste marginal y el sobrecontorneado o infracontorneado.

El ajuste perfecto ocurrirá cuando el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial del diente coincidan.



**Fig 1. Desajuste marginal.** (Modificado de Holmes y cols<sup>9</sup>). 1= Desajuste interno; 2= Desajuste marginal o externo; 3= Desajuste vertical; 4= Desajuste horizontal; 5= Margen sobrecontorneado; 6= Margen infracontorneado; 7= Discrepancia marginal absoluta.

### 1.1.2. IMPORTANCIA CLÍNICA

El ajuste marginal, tiene una gran importancia clínica, ya que la existencia de desajustes en las restauraciones de prótesis fija, son los responsables de una serie de alteraciones que van a conducir a su fracaso.<sup>11-15</sup> Estas alteraciones se pueden clasificar en: biológicas, mecánicas y estéticas.

Las *consecuencias biológicas* derivan de la acumulación de placa bacteriana, que se produce alrededor de las restauraciones.<sup>9,12,13,15,16</sup>

Son varios los factores que favorecen la acumulación de placa bacteriana alrededor de las restauraciones de prótesis fija, pero los más importantes están relacionados con el

sellado marginal de las mismas. Los desajustes de las restauraciones tanto verticales como horizontales (especialmente el sobrecontorneado), favorecen una rápida solubilidad del cemento aumentando el espacio para la retención de la placa bacteriana. Por otro lado la ubicación del margen de la preparación también está directamente relacionado con la retención de placa, de tal forma que los márgenes subgingivales debido a que es más difícil el acceso a la higiene, se favorece el acumulo de placa.<sup>9,11,12,13,15,17-19</sup>

Las consecuencias biológicas que implica el desajuste marginal pueden ser:

- Complicaciones dentales: caries, pulpitis, necrosis e incluso la fractura del diente restaurado. La caries es la mayor causa de fracaso de las restauraciones de prótesis fija.<sup>11,20,21</sup>
- Complicaciones peridentales, que dependen del grado y el tiempo de evolución: gingivitis, recesiones gingivales, bolsas periodontales<sup>14</sup> o pérdida de hueso alveolar.<sup>20,22</sup>

Los *problemas mecánicos* se basan en la premisa de que a mayor contacto entre la superficie interna de la restauración y el diente, mayor retención. Por lo tanto, cuando existen discrepancias marginales son más frecuentes las descementaciones.<sup>21,23,24</sup>

Por último, debido a la afectación de los tejidos periodontales se producen grandes *defectos estéticos*, puesto que se ven afectados en forma, color, textura, consistencia, localización, etc.<sup>12,13</sup>

## 1.2. LÍNEAS DE TERMINACIÓN

### 1.2.1. CONCEPTO

Se denomina línea de terminación a la configuración del margen de las preparaciones para las restauraciones de prótesis fija.<sup>25,26</sup>

Esta configuración ha sido objeto de diversos estudios y de controversias, ya que el éxito de una restauración dependerá de la perfecta adaptación de sus márgenes a la línea de terminación del tallado, de tal manera que los fracasos asociados a un déficit de sellado marginal están en muchas ocasiones relacionados con preparaciones incorrectas y/o una mala elección de las líneas de terminación.

Se han indicado diferentes diseños de líneas de terminación en las preparaciones dentarias por diferentes razones, pero no está claro que tipo de línea de terminación, si es que hay alguna, es la que ofrece mayores ventajas.<sup>27,28</sup>

La configuración del margen gingival se ha ido modificando según las exigencias de resistencia de los materiales, estética, estructuras dentarias y peridentarias, etc.

Durante la preparación de la línea de terminación han de perseguirse una serie de objetivos que aseguran la durabilidad de la restauración. Dichos objetivos están encaminados a la obtención de una correcta adaptación marginal.

Los objetivos que debe cumplir un correcto diseño marginal son los siguientes:<sup>24,26</sup>

- Remoción de la caries a ese nivel.
- Fácil preparación.
- Fácil identificación en la impresión y en el troquel de trabajo.
- Proporcionar el suficiente volumen al material de restauración.

- Proporcionar suficiente resistencia para soportar la deformación durante la función.
- Ser regular y liso.
- No dejar prismas de esmalte sin soporte.
- Ser lo mas conservador posible con la estructura dentaria.

Las indicaciones de los diseños marginales han ido variando según las características de los nuevos materiales.

Históricamente la localización más deseable para el margen gingival ha sido debatida, pero la mayor parte de los autores están a favor de la ubicación supra o yuxtagingival.  
16,18,29,30

Algunos autores consideran que la ubicación subgingival del margen es nociva para la salud gingival,<sup>31,32</sup> pero otros consideran que es compatible con la salud gingival cuando está correctamente realizado y que los problemas de gingivitis y de enfermedad periodontal asociados a restauraciones son debidos mas a un inadecuado contorno que a defectos marginales.<sup>33-35</sup>

## **1.2.2. INDICACIONES**

### **Restauraciones metálicas**

Durante muchos años se utilizó el filo de cuchillo como línea de terminación idónea para este tipo de restauraciones, hecho que tiene su explicación dado que las restauraciones eran de oro y se podían bruñir.

Actualmente esta línea de terminación está totalmente desaconsejada por todos los autores ya que en la actualidad se emplean aleaciones de una dureza superior al oro y de



imposible bruñido, lo que haría que sistemáticamente se obtuvieran restauraciones sobrecontorneadas y con deficiente sellado marginal si se emplease esta línea de terminación.<sup>8</sup>

Hoy día la terminación que ofrece mejores sellados marginales para las coronas metálicas es el chamfer.<sup>24,25,36,37</sup>

### **Restauraciones ceramometálicas**

Existe discrepancia respecto a la línea de terminación idónea para este tipo de restauraciones.

La mayoría de los autores coinciden al señalar que la línea de terminación mas apropiada es el chamfer, ya que proporciona un buen ajuste tras el colado y la suficiente rigidez para que la cocción de la porcelana no distorsione ese ajuste.<sup>1,24,25</sup>

### **Restauraciones cerámicas**

Quizás en este tipo de restauraciones es donde exista una mayor controversia sobre la línea de terminación adecuada.

Durante muchos años se empleo el hombro recto ya que proporcionaba una adecuada resistencia a la fractura a la porcelana. Pero con la introducción de las nuevas porcelanas de elevada resistencia y baja o nula contracción no hay unanimidad entre los autores.

Así algunos son partidarios de seguir utilizando el hombro recto.<sup>38-40</sup>

Otros autores defienden el chamfer pues consideran que es menos agresiva que el hombro y se consiguen ajustes marginales adecuados.<sup>41-44</sup>

Finalmente son muchos también los autores que defienden el hombro redondeado.  
28,39,45

## **1.3. ALEACIONES EN PRÓTESIS**

Una aleación es una mezcla de dos o más metales o metaloides que son mutuamente solubles en un estado de fundición.<sup>46</sup>

En Odontología raramente se utilizan metales puros ( con excepción del titanio), sino que casi siempre se utilizan en forma de aleaciones de mayor o menor complejidad. La estructura de una aleación será más compleja cuantos más elementos intervengan en su composición. Por lo general los elementos base del sistema son dos o tres (Cr-Co, Au-Ag, Au-Ag-Cu, etc) y se les incorporan otros metales en proporciones variables para mejorar las propiedades de la aleación. Así se utilizan para: disminuir o aumentar el punto de fusión, mejorar la facilidad del colado aumentando la fluidez, aumentar o disminuir la dureza, mejorar el tamaño del grano durante el enfriamiento, aumentar o disminuir la rigidez y la tenacidad, aumentar o disminuir el coeficiente de expansión térmica y aumentar la resistencia y poder anticorrosivo de la aleación en estado sólido. Estos elementos modificadores se añaden en cantidades muy pequeñas y varían de unas aleaciones a otras, pero conviene conocerlos para elegir el tipo de aleación adecuado al trabajo a realizar.<sup>47</sup>

### **1.3.1. CLASIFICACION DE LAS ALEACIONES DENTALES**

Se han empleado distintas aleaciones en Odontología, y distintas clasificaciones de las mismas basadas, bien en su contenido de metal noble (noble, seminoble, base), en su coste (precioso, semiprecioso, no precioso), o en sus propiedades físicas (tipos I-IV). La Asociación Dental Americana<sup>48</sup> divide a las aleaciones metálicas para uso dental en:

aleaciones de alto contenido en metales nobles, aleaciones nobles y aleaciones no nobles o predominantemente base (Tabla 1). Esta clasificación se basa en la cantidad de oro y otros metales nobles en la aleación.

Tabla 1. Clasificación de las aleaciones de uso en prótesis según la ADA en función de su composición.

<b>Clase</b>	<b>Composición</b>
De alto contenido en metales nobles	$Au \geq 40\%$ en peso
Noble	Metales nobles $\geq 25\%$ en peso
No noble o Metal base	Metales nobles $< 25\%$ en peso

### **A) Aleaciones de alto contenido en metales nobles**

Poseen como mínimo un 40% en peso de oro y un 60% en peso de metales nobles. Se consideran metales nobles para uso dental el oro, el platino, el paladio, el iridio, el rodio, el osmio y el rutenio.

Su resistencia a la corrosión es debida a la gran estabilidad termodinámica del oro, que además aporta una facilidad para el colado y una buena ductilidad.<sup>49</sup>

Dentro de ellas las empleadas para las restauraciones metal-cerámica son:

**-Aleaciones de Oro-Platino**

**-Aleaciones de Oro-Paladio**

## **B) Aleaciones nobles**

No poseen un contenido en oro estipulado, pero deben contener al menos un 25% en peso de metales nobles.

Dentro de ellas las empleadas en restauraciones metal-cerámica son:

**-Aleaciones de Paladio-Cobre** : Desarrolladas en los últimos años como una forma de reducir el coste, a la vez que poseen unas buenas propiedades físicas y mecánicas.<sup>50</sup> El módulo elástico de estas aleaciones es el mas alto de todas las aleaciones base oro y base paladio.

**-Aleaciones de Paladio-Plata**: Son muy diversas e incluyen un rango que va desde sistemas con un 26% en peso de paladio y más del 60% en peso de plata, a sistemas con un 60-70% en peso de paladio y un 20% de plata. Debido a esto la resistencia a la corrosión es variable.

## **C) Aleaciones no nobles**

Se conocen también como metal base. Su introducción se debió al elevado coste que sufrieron los metales nobles y la plata en la década de los 70.

Contienen menos del 25% en peso de metales nobles según la definición de la ADA, pero en la práctica la mayoría no contiene ningún metal noble.

Básicamente están constituidas por níquel y cromo o cobalto y cromo, con otros elementos añadidos para mejorar sus propiedades físicas y químicas. Entre estos elementos figuran: molibdeno, magnesio, aluminio, silicio, berilio, carbono, hierro, titanio, cobre, vanadio y tantalio. Estos elementos actúan como modificadores para conseguir un tipo de aleación que metalográficamente presente propiedades idóneas desde el punto de vista de

facilidad de colado, tamaño del grano, dureza, resistencia, etc. El cromo es un componente obligado en ambos tipos de aleaciones porque les confiere pasividad.

Suponen una alternativa al empleo de las aleaciones nobles, por su menor coste y sus buenas propiedades mecánicas: fuerza y dureza elevadas, mayor temperatura de fusión y menos distorsión durante la cocción de la porcelana.

**-Aleaciones de cromo-níquel.** Contienen en general > 60% de níquel y la proporción recomendada de cromo es entre 16-27% para proporcionar una buena resistencia a la corrosión.<sup>51</sup>

**-Aleaciones de cromo-cobalto.** Contienen como mínimo un 60% en peso de cobalto y un 30% en peso de cromo. El cobalto aporta resistencia, dureza y resistencia a la corrosión. El cromo aporta dureza y resiliencia.

**- Aleaciones de base titanio.**

Se empezaron utilizando para la fabricación de los implantes dentales, pero su aplicación se ha ampliado a la prótesis fija y removible. Parecen ser la alternativa más prometedora a los metales nobles.<sup>24</sup>

El titanio que se utiliza más frecuentemente para la confección de prótesis es el titanio comercialmente puro. La ASTM (American Society of Testing and Materials) presenta una clasificación distinguiendo entre 4 diferentes grados o tipos de titanio<sup>52</sup> (Tabla2).

Tabla 2. Límites Máximos de Impurezas y Propiedades Mecánicas del Titanio puro según la ASTM\*. <sup>52</sup>

Tipo ASTN	Límites de Impureza (Peso %)					Propiedades Mecánicas		
	N(max.)	Fe(max.)	O(max.)	C(max.)	H(max)	Resistencia Tensión (Mpa)	Resistencia (0,2%)	Elongación (%)
Grado I	0,03	0,20	0,18	0,10	0,015	240	170	24
Grado II	0,03	0,30	0,25	0,10	0,015	340	280	20
Grado III	0,05	0,30	0,35	0,10	0,015	450	380	18
Grado IV	0,05	0,50	0,40	0,10	0,015	550	480	15

\*ASTM = American Society for Testing and Materials

Según las características descritas en la Tabla 2 se puede deducir que el titanio grado 4 se utilizará para restauraciones sometidas a mayor esfuerzo mecánico, como son las prótesis parciales removibles o las barras sobre implantes, ya que aporta mayor resistencia y se empleará el titanio de grado 2 para restauraciones de prótesis fija como son las coronas individuales y los puentes. <sup>53,54</sup>

Además del titanio puro se pueden emplear alguna de sus aleaciones: Ti-6Al-4V, Ti-15V, Ti-20Cu, Ti-30Pd. <sup>52,55</sup>

Las aleaciones de cromo-níquel y cromo-cobalto tienen en general mejores propiedades mecánicas que las aleaciones nobles o de alto contenido en metales nobles (Tabla 3). <sup>56-59</sup>

Tabla 3. Clasificación de las aleaciones no nobles según sus propiedades mecánicas.

Aleación	Módulo elástico Gpa (Kgf/mm <sup>2</sup> )	Resistencia ruptura Mpa (Kgf/mm <sup>2</sup> )	Límite elástico Mpa (kgf/mm <sup>2</sup> )	Alargamiento (%)	Dureza (Vickers)
Co-Co-Mo	145-220 (14790-22440)	520-820 (53-83.6)	460-640 (46.9-65.3)	6-15	330-465
Cr-Ni	105-210 (15300-21420)	400-1000 (40.8-102)	225-730 (23-74.5)	8-20	210-380

La elección final de una aleación dependerá de diferentes factores que incluyen el coste, la rigidez, la capacidad de colado, la facilidad de acabado y pulido, la resistencia a la corrosión, la compatibilidad con las marcas específicas de porcelana y las preferencias personales del odontólogo y del técnico de laboratorio. No existe ninguna aleación que sea mejor en todos los aspectos.<sup>24</sup>

Además de ser clasificadas por su composición, las aleaciones dentales se clasifican en función de su límite elástico y su porcentaje de elongación (Tabla 4).<sup>60</sup>

Tabla 4. Clasificación de las aleaciones de uso en prótesis según la ADA<sup>60</sup> en función de su límite elástico y su porcentaje de elongación.

Tipo	Dureza	Uso clínico	Límite elástico	Elongación (%)
I	Blanda	Bajo esfuerzo, fuera de oclusión, inlays	<140	18
II	Media	Esfuerzo moderado, oclusión ligera, onlays e inlays	140-200	18
III	Dura	Esfuerzo elevado, carga oclusal plena, coronas, puentes cortos	201-340	12
IV	Extra-dura	Esfuerzo muy elevado, coronas de frente estético finas, puentes largos, PPR	>340	10

## **1.4. RESTAURACIONES CERAMO-METÁLICAS DE TITANIO**

Las restauraciones de metal-cerámica combinan la fuerza y precisión del metal colado con la estética de la porcelana. Actualmente son el tipo de restauraciones mas utilizadas en prótesis fija, debido a su alta predictibilidad.<sup>21</sup>

El titanio es un metal bien conocido y bien documentado en Odontología, sobre todo en implantología, presentando una muy buena resistencia a la corrosión y una excelente tolerancia en el medio oral. Se puede emplear puro o en alguna de sus aleaciones fundamentalmente la Ti-6Al-4V.

### **1.4.1 VENTAJAS**

La biocompatibilidad del titanio está bien documentada tanto en estudios experimentales como clínicos, siendo muy raras las complicaciones biológicas,<sup>52,55,61-67</sup> lo que significa que es una excelente alternativa en pacientes alérgicos a las aleaciones convencionales.<sup>60</sup>

Pero además presenta otras ventajas como son su baja densidad, lo que permite realizar prótesis más ligeras, baja conductividad térmica, bajo coeficiente de expansión térmica, neutralidad de su gusto, radiotransparencia, fácil reparación mediante láser y bajo costo, lo que hace que exista cada vez mas interés por este metal en las restauraciones protésicas, si tenemos además en cuenta que el titanio es un metal muy abundante en la naturaleza.<sup>52,55,61-70</sup>



### **1.4.2. INCONVENIENTES**

Alguna de sus propiedades hace que se presenten una serie de dificultades a la hora de manejarlo, aunque se van solventando con el tiempo. Por su bajo módulo de elasticidad las prótesis pueden sufrir deformaciones y aumenta la frecuencia de fracturas de la porcelana, el alto punto de fusión obliga a utilizar porcelanas de bajo punto de fusión y fuentes de fusión muy potentes, la radiotransparencia dificulta la comprobación del ajuste de las prótesis, la soldadura con estaño no es posible, se oxida a elevadas temperaturas, el coste es más elevado que las aleaciones no nobles convencionales, facilita la formación de la película orgánica de la placa bacteriana, que no significa su acumulación, el flúor puede dañar las estructuras y se han descrito casos aislados de reacciones alérgicas.<sup>52,65,66,70-74</sup>

Su principal inconveniente probablemente sea la dificultad para el colado. El titanio puro funde a 1668°C y reacciona rápidamente con los revestimientos convencionales y con el oxígeno. Por ello debe colarse con un equipo especial en un entorno sin oxígeno.<sup>24,55</sup>

### **1.4.3. TÉCNICAS DE PROCESADO DEL TITANIO**

Actualmente se dispone de dos diferentes técnicas para procesar el titanio: la técnica de colado a la cera perdida,<sup>52,66</sup> y la técnica de mecanizado, desarrollada por el Dr. Matts Andersson en 1983, con el sistema Procera.<sup>75</sup>

### **a) Colado**

Se puede realizarse mediante dos procedimientos:

a)centrifugado, <sup>52,66,76</sup> utilizando fuentes de fusión más potentes que las habituales para colar metales convencionales.

b)sistema de presión-vacío, conocido también como método "skull-melting". <sup>52,66,77-79</sup>

La tendencia actual parece ser la utilización de los sistemas de presión-vacío porque proporcionan las suficientes garantías para obtener una correcta atmósfera sin contaminaciones atmosféricas, que proporcione correctos colados.

Tras analizar los resultados obtenidos estudiando diferentes máquinas de colado del tipo presión-vacío de las casas Morita, <sup>80</sup> Schütz <sup>77,81</sup> y Dentaurum <sup>72,80</sup> se concluye que la fuente de fusión Cyclar de la casa Morita es la que produce mejores resultados. <sup>80</sup>

### **b) Mecanizado**

El sistema Procera se basa en el mecanizado del titanio, mediante la tecnología CAD/CAM combinada con la electroerosión. Este sistema diseña y fabrica cofias de titanio puro grado 2 para coronas individuales y puentes de pequeña extensión, mediante ordenador. El proceso de fabricación de las restauraciones consiste en tres fases: (1) la lectura del muñón, (2) el mecanizado externo de la cofia, y (3) la electroerosión para el modelado interno de la misma. Para realizar esta técnica se precisa de un scanner con un PC conectado vía módem a un laboratorio central, situado en Göteborg, Suecia, donde se realiza el mecanizado mediante fresado y la electroerosión mediante máquinas de erosionado. <sup>82</sup>

Inicialmente el sistema consistía en una máquina de fresado combinado con electroerosión. En 1992 se fabrican las primeras restauraciones de Procera utilizando el sistema CAD/CAM. El cambio del control analógico al digital tenía como ventaja la

reducción del tiempo de confección y un incremento del control del proceso, pero los principios originales de la técnica permanecen intactos. <sup>83,84</sup>

Las experiencias clínicas con este sistema han sido recogidas desde 1983 cuando Andersson realizó la primeras coronas Procera titanio recubiertas con un material de composite. Los resultados son buenos en general para las coronas unitarias, con la excepción de un gran número de fracturas en el material de recubrimiento. <sup>75,85,86</sup>

#### **1.4.4. DIFERENCIAS ENTRE EL TITANIO COLADO Y MECANIZADO**

Con respecto al titanio colado existen muy pocos estudios, probablemente debido a los problemas que plantea el colado de este metal.

Los sistemas de colado a la cera perdida requieren el uso de revestimientos especiales para evitar la capa alfa-case. <sup>87</sup> Pero con este sistema se pueden realizar cualquier tipo de prótesis a excepción de las prótesis parciales removibles, obteniendo buenos resultados. La adhesión a porcelana, color y superficie son aceptables y el ajuste de las prótesis es bueno, pero no superior al que aporta el titanio mecanizado. <sup>61,87</sup> Según algunos autores el titanio colado presenta una menor tendencia a la corrosión que el mecanizado. <sup>69</sup>

A pesar de los considerables esfuerzos, los problemas del titanio colado todavía no han sido completamente solventados fundamentalmente debido a la extremadamente elevada reactividad química del titanio fundido con el oxígeno, a su elevado punto de fusión (1720 °C, y a su baja densidad. <sup>71,79,88</sup>

El titanio mecanizado, representado por el sistema Procera, presenta un coste más elevado que el colado y por el momento solo es posible realizar cofias para coronas o

puentes y pilares sobre implantes, pero con este sistema se obvian los problemas que aparecen en el titanio colado respecto a poros y rechupes.

Aspecto controvertido es la unión de la porcelana al titanio. Diferentes estudios han demostrado una fuerza de unión igual o mejor que la de la porcelana sobre las aleaciones nobles.<sup>61,53,89-91</sup> Sin embargo en otros estudios, se obtuvieron tasas de fracturas en la porcelana de recubrimiento, entre el 4-13%, que atribuyeron a la baja rigidez del titanio comparado con las aleaciones convencionales y a las discrepancias en el coeficiente de expansión térmica entre el titanio y la cerámica.<sup>71,54,88,92,93</sup> Sin embargo parece ser que la mayoría de las fracturas eran pequeñas y fácilmente reparables mediante pulido, no requiriendo la remoción de la restauración.<sup>54,94</sup>

## **1.5. CEMENTADO**

La cementación de las restauraciones de prótesis fija es una fase de la máxima importancia para el éxito a largo plazo de las mismas, por estar directamente relacionada con el sellado marginal y con la retención de aquellas.

El tipo de preparación del diente pilar condiciona la retención de la futura prótesis a través de la línea de terminación y de la inclinación de las paredes axiales. Respecto a la confección de la restauración es fundamental proporcionar un espacio al agente cementante, aplicando un espaciador sobre el troquel de trabajo para de esta manera, disminuir la presión hidráulica que se genera durante el cementado. La selección del tipo de cemento se hará en función del diente pilar, tipo de restauración, localización a nivel de la arcada y condiciones del medio, siendo fundamental conocer perfectamente las características del agente que se va a

utilizar. Una vez elegido el agente cementante es importante una óptima manipulación del mismo, un adecuado aislamiento del campo operatorio, así como un cuidadoso asentamiento de la prótesis.<sup>24,25,95-98</sup>

Existen muchos tipos de cementos en el mercado y a la hora de su elección es preciso tener en cuenta las características que debe reunir el agente cementante ideal como son: tiempo de trabajo largo, adherirse a la estructura dentaria y a la restauración, proporcionar un buen sellado, no ser tóxico pulpar, poseer una propiedades de resistencia y compresión adecuadas, tener una baja viscosidad y solubilidad en los fluidos orales, facilidad de manipulación, tiempo de fraguado adecuado, y bajo coste.<sup>24,25,99</sup>

En el momento actual no disponemos de ningún agente cementante que cumpla con todos estos requisitos, por lo que es preciso conocer las características de los agentes disponibles y poder de esta forma seleccionar el mas adecuado en cada caso concreto.

No cabe duda de que los cementos mas utilizados en la actualidad son fundamentalmente el fosfato de cinc, el vidrio ionómero y las resinas compuestas.

### **A) Cemento de fosfato de cinc**

El cemento de fosfato de cinc es un material ampliamente utilizado en odontología, desde su introducción en 1879. Su composición principalmente está formada por el óxido de cinc (polvo) y el ácido ortofosfórico (líquido). Presenta facilidad de manipulación, un tiempo de trabajo razonable (entre 5 y 9 minutos), una buena resistencia a la compresión (96-133 MPa) y una estabilidad dimensional correcta. Tiene la desventaja de que al fraguar se produce una disminución del pH, alcanzando la neutralidad a las 48 horas. Las investigaciones han demostrado que en un diente normal y sano esta acidez no provoca daño pulpar, mientras que

en un diente cuya pulpa ya está traumatizada por otro motivo, la alteración puede ser irreversible. En cuanto a la viscosidad de la mezcla, ésta sufre un aumento notable a medida que pasa el tiempo. El espesor máximo de película es de 25  $\mu\text{m}$ , esto es importante porque la adaptación de la estructura colada al diente depende del grosor de la capa de cemento.

24,25,96,97,99-103

## **B) Cemento de vidrio ionómero**

El cemento de vidrio ionómero fue introducido por Wilson y Kent en 1972. Se suministra en forma de un polvo (vidrio de fluoroaluminosilicato) y un líquido (copolímero de ácido poliacrílico e itacónico en proporción 2:1). Este material presenta la gran ventaja de que se fija químicamente al esmalte y a la dentina durante el proceso de fraguado. La resistencia a la compresión es mayor que la del cemento de fosfato de cinc (90-230 Mpa), pero los valores de resistencia a la tracción son similares. El espesor de película es ligeramente inferior que el de fosfato de cinc (22-24  $\mu\text{m}$ ). Debido a su contenido en flúor, tiene acción bacteriostática. Una vez fraguado, tiene muy baja solubilidad ante los fluidos orales, pero presenta una alta sensibilidad ante la humedad mientras esta endureciendo, lo que obliga a un estricto aislamiento del campo operatorio. <sup>24,25,95,96,99,102,104-110</sup>

## **C) Cementos de resina**

En los últimos años ha aumentado considerablemente la popularidad de los cementos de resina, debido a sus buenas propiedades adhesivas y a su empleo en la cementación de restauraciones cerámicas. Dentro de éstos, distinguiremos entre los cementos de composite y los cementos de resinas adhesivas. Los cementos de composite presentan los mejores

resultados de resistencia a la compresión (180-265 MPa), mientras que los de resina adhesiva los presentan a la tracción (37-41 MPa). Para potenciar la unión del agente cementante resinoso a la estructura dental debe emplearse un adhesivo dentinario. El espesor de película oscila entre 13 y 20  $\mu\text{m}$ . El tiempo de fraguado es aproximadamente de 4 a 5 minutos.

Entre sus desventajas están su complejidad de manipulación que redundaría en un mayor tiempo de trabajo y un mayor costo si se comparan con otros cementos. Así mismo presentan una mayor dificultad para remover los excesos de cemento sobrante a lo que se suma la baja radiopacidad, lo que hace que sea muy difícil detectar estos remanentes de cemento y en adición es más difícil remover las restauraciones una vez cementadas que en otros cementos. También se han observado cambios de coloración con el tiempo.

24,25,96,99,102,111-117

## **2. JUSTIFICACIÓN**

**Y**

**OBJETIVOS**



Las restauraciones ceramo-metálicas son ampliamente utilizadas en odontología restauradora. Los objetivos que se persiguen con las restauraciones ceramo-metálicas son combinar la adaptación y resistencia de los colados metálicos con la belleza que proporciona la cerámica.

Las aleaciones de oro se han empleado en prótesis fija durante décadas debido a su fiabilidad durante los procedimientos de colado, su durabilidad y resistencia a la corrosión en el ambiente oral. Sin embargo sus desventajas como son su elevada densidad, bajo módulo de elasticidad, y su elevado costo, ha hecho que se hayan investigado aleaciones alternativas.

Diversas aleaciones como las de paladio, cromo-níquel o cromo-cobalto se han desarrollado como alternativas más económicas a las aleaciones de oro, además de tener una densidad mas baja y un módulo de elasticidad mayor.

Recientemente el titanio puro, así como sus aleaciones se han introducido en Odontología para la fabricación de implantes osteointegrados, prótesis fija y prótesis parcial removible.

La introducción del titanio para reemplazar a las aleaciones convencionales es debido a sus propiedades mecánicas y resistencia a la corrosión, comparables a las de las aleaciones nobles. En adición tiene un bajo módulo de elasticidad, es mas barato, tiene un bajo peso y sobre todo, es altamente biocompatible.

El sistema Procera se introdujo en 1983 y desde entonces se han introducido mejoras en el sistema. Los estudios clínicos ponen de manifiesto unos buenos resultados aunque no existen suficientes estudios a largo plazo.

Como con cualquier nueva tecnología, los investigadores tratan de descubrir aquellos parámetros que permiten asegurar un óptimo ajuste marginal y una buena longevidad clínica de las restauraciones.

El ajuste marginal es uno de los parámetros más importante para evaluar el éxito clínico a largo plazo de las restauraciones de prótesis fija. Este factor está íntimamente relacionado con el diseño de la línea de terminación de las restauraciones.

Aunque existen numerosos estudios respecto al diseño marginal de las restauraciones, no existe en la actualidad un consenso sobre que línea de terminación es la mas adecuada para un tipo de restauración en concreto, por ello en el diseño del presente trabajo se pretenden comparar las dos líneas de terminación mas empleadas en la actualidad para las restauraciones ceramo-metálicas con aleaciones no nobles.

Los objetivos propuestos en el presente trabajo fueron los siguientes:

1. Valorar si el ajuste marginal de las restauraciones estudiadas está dentro de los límites aceptados clínicamente.
2. Analizar el ajuste marginal obtenido en las restauraciones de titanio según la técnica de confección.
3. Evaluar la discrepancia marginal de las restauraciones de titanio en función de la línea de terminación gingival.
4. Identificar la línea de terminación idónea para cada uno de los materiales empleados.
5. Evaluar la influencia del cementado en el sellado marginal de las restauraciones estudiadas.

# **3. HIPÓTESIS DE TRABAJO**

El ajuste de las restauraciones de prótesis fija es un factor de la máxima importancia en el pronóstico de las mismas, íntimamente ligado al diseño de la línea de terminación gingival de la preparación dentaria.

Después de la revisión de la literatura no hay consenso sobre que línea de terminación es la idónea, quedando generalmente a criterio del clínico la elección de una u otra configuración marginal en función de su habilidad clínica.

La confección de restauraciones mediante la técnica del colado a la cera perdida es la técnica más habitual, pero supone diversos factores compensatorios para minimizar los cambios dimensionales ocurridos durante el proceso de colado.

En el sistema Procera los pasos técnicos del colado se excluyen, ya que el sistema se basa en el mecanizado de las restauraciones, por lo que el producto final debería de tener una mayor precisión que en las técnicas convencionales de colado.

Como la necesidad de obtener un óptimo ajuste marginal es uno de los objetivos más importantes a conseguir en las restauraciones de prótesis fija planteamos las siguientes hipótesis:

1. La línea de terminación no influye en el ajuste marginal de las restauraciones de prótesis fija.
2. Las restauraciones mecanizadas obtendrán un mejor ajuste marginal que las coladas.

**4. MATERIAL**

**Y**

**MÉTODOS**

## 4.1. CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS

Para la realización del presente trabajo de investigación se confeccionaron 60 muñones mecanizados de latón.

Los muñones se fabricaron en el Taller Central de la Universidad Complutense de Madrid. Para ello, fue necesario la realización de un plano de planta y perfil acotados, en el que se detallaban las características de las probetas (Consultar Capítulo 9: Apéndices).

Las probetas simulaban un premolar superior tallado. Las características de los muñones fueron las siguientes (Fig 2):

- Altura del muñón de 5 mm
- Diámetro oclusal 5mm.
- Muesca oclusal de 1 mm de profundidad para simular las cúspides y evitar que las coronas giraran sobre la preparación.
- Convergencia entre paredes axiales de 6°.
- Ángulos ocluso-gingivales redondeados.
- Líneas de terminación:
  - Chamfer de 1 mm de espesor con ángulo axio-cervical de 120°
  - Hombro redondeado de 1 mm de espesor.
- Base de 1 mm de altura, con un saliente de 0.5 mm.



Fig. 2. Muñones mecanizados con 2 líneas de terminación: izquierda en chamfer, derecha en hombro redondeado.

Se confeccionaron un total de 60 probetas, de las cuales 30 tenían una terminación gingival en chamfer y 30 en hombro redondeado.

Se emplearon 3 materiales para la confección de las restauraciones: cromo-cobalto, titanio mecanizado y titanio colado.

Las probetas se dividieron en 2 grupos de 30 muñones cada uno, según la línea de terminación fuera en chamfer o en hombro redondeado.

Cada grupo de 30 muñones, se dividió aleatoriamente en 3 subgrupos, según el material en que se confeccionó la restauración.

**Grupo 1:** 20 muñones para la confección de 20 coronas de cromo-cobalto (CC). Grupo control

-Subgrupo 1.1. 10 muñones con chamfer (CCC).

-Subgrupo 1.2. 10 muñones con hombro redondeado (CCH).

**Grupo 2:** 20 muñones para la confección de 20 coronas de Titanio colado (TC).

-Subgrupo 2.1. 10 muñones con chamfer (TCC)

-Subgrupo 2.2. 10 muñones con hombro redondeado (TCH).

**Grupo 3:** 20 muñones para la confección de 20 coronas de Titanio mecanizado (TM).

-Subgrupo 3.1. 10 muñones con chamfer (TMC)

-Subgrupo 3.2. 10 muñones con hombro redondeado (TMH).

## 4.2. CONFECCIÓN DE LAS CORONAS

### A) Titanio mecanizado. Sistema Procera Titanio

El muñón se colocaba en una plataforma giratoria donde está situado el escáner digital conectado a un ordenador y a un MODEM. El muñón rota y la punta del escáner que incorpora un estilo de zafiro se acerca al muñón con un ángulo de 45° (Figs 3 y 4 ).



Fig. 3. Sistema Procera. Unidad de escaneado.



Fig. 4. Lector con el muñón in situ

En cada ángulo de rotación se recoge la posición del estilo y por cada rotación se registran 360 registros. Después de realizada una rotación completa, el estilo se eleva 200  $\mu\text{m}$  y tiene lugar otro ciclo de registros hasta que toda la preparación ha sido digitalizada. Cada preparación requiere unos 50000 registros para que se obtenga una digitalización segura.

Después de realizada la digitalización se diseña la cofia en el PC así como el espacio para el cemento (Figs 5 y 6).



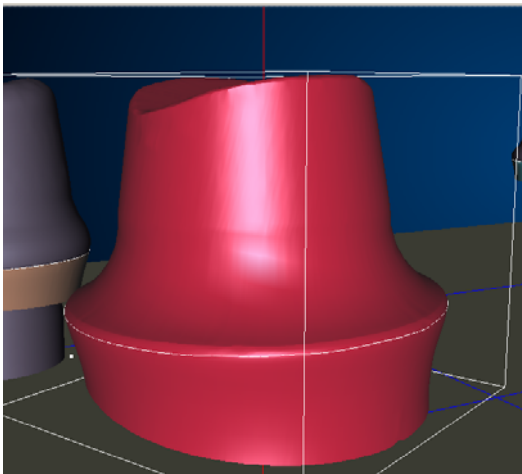


Fig. 5. Muñón escaneado en chamfer

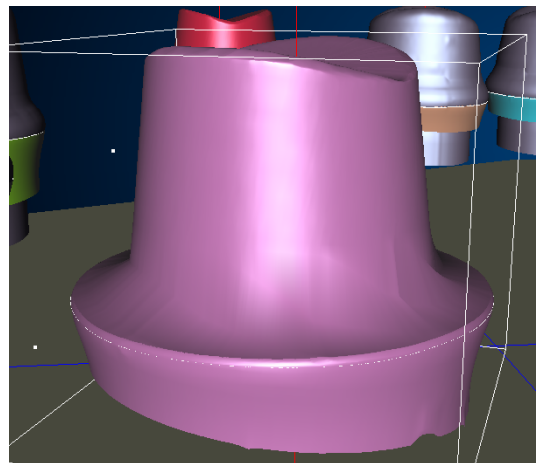


Fig. 6. Muñón escaneado en hombro redondeado

La línea de terminación se retoca manualmente a intervalos de  $10^\circ$  alrededor de la misma (Figs 7 y 8).

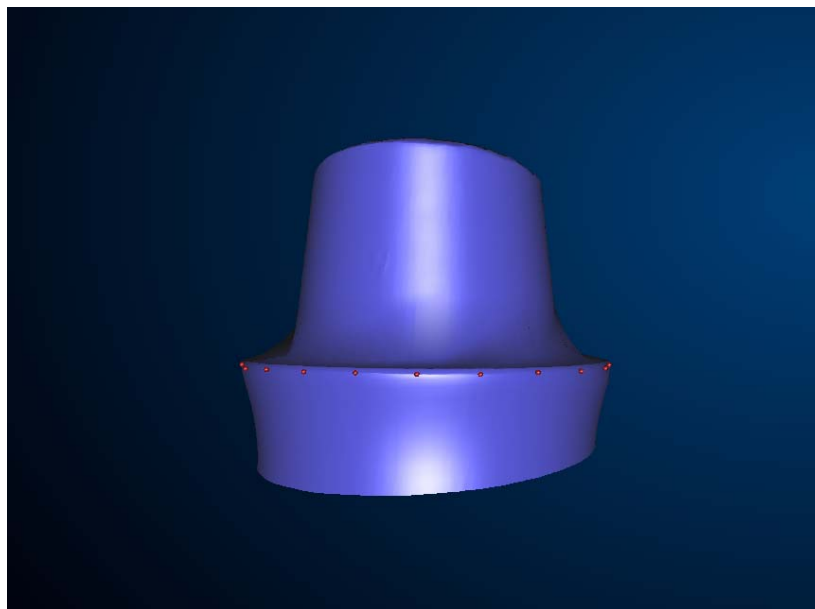


Fig. 7. Línea de terminación

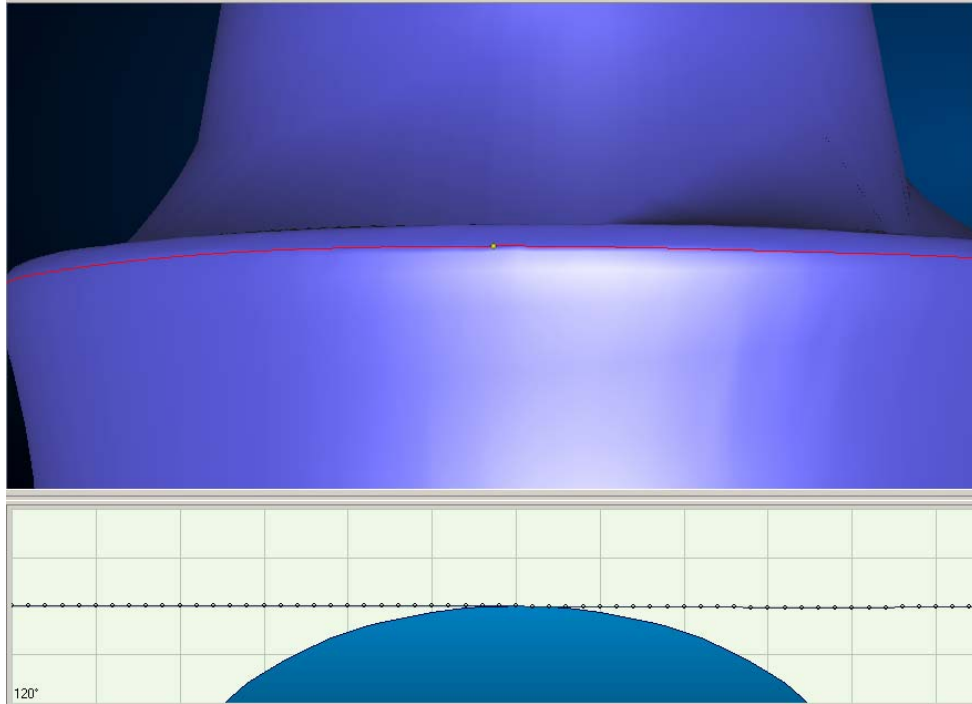


Fig. 8. Retocado de la línea de terminación

La información es enviada vía módem a Nobel Biocare Procera AB en Göteborg, Suecia, donde el contorno externo de la cofia es mecanizado a partir de un bloque de titanio, copiando los contornos del encerado (Fig 9).

Los contornos internos de la cofia se forman mediante electroerosión utilizando electrodos de grafito.

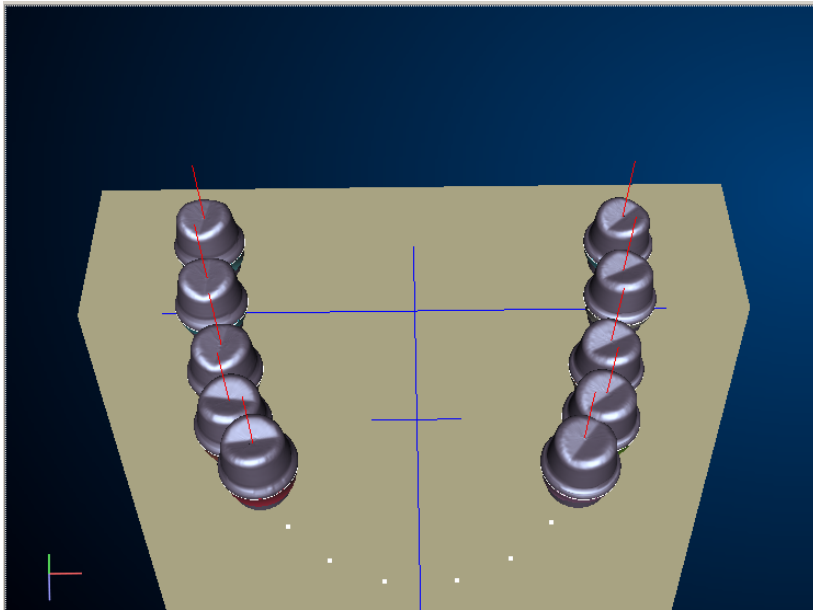


Fig 9. Diseño de las cofias

Una vez terminado el proceso de confección de la cofia, ésta fue enviada de nuevo al técnico de laboratorio para colocar la cerámica de recubrimiento.

### **B) Titanio colado**

Se realizó en encerado de las cofias (Fig 10).

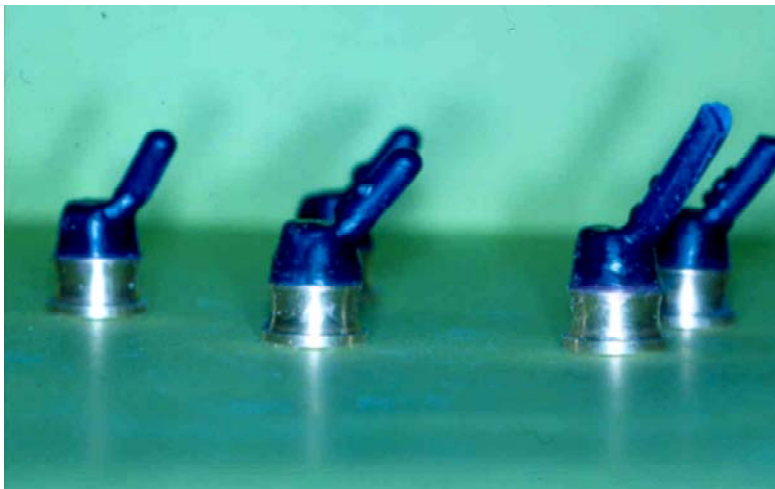


Fig 10. Encerado de las cofias para titanio colado

El material de revestimiento empleado fue Biotan (Schütz-Dental), que solo posee expansión térmica, por lo que su control es exclusivamente posible a través del horno de precalentamiento.

La proporción de la mezcla fue de 100 g: 14 ml. Se mezcló al vacío durante 30 segundos. Se vertió sobre el cilindro. El tiempo de fraguado era de 60 minutos. Posteriormente se introdujo el cilindro en el horno de precalentamiento con una velocidad de calentamiento de 5°C/minuto. Se mantuvo 60 minutos a 150°C, cuando la temperatura era de 300°C se mantuvo otros 60 minutos y finalmente se mantuvo otros 60 minutos a 900°C. La temperatura de refrigeración fue de 450°C y la temperatura de fundición 450°C.

Se empleó titanio puro (Biotán, Schütz-Dental) (Fig 11).

La composición en masa era la siguiente:

- Ti = 995,37‰
- C = 0,80‰
- N = 0,50‰
- O = 1,20‰
- H = 0,13‰
- Fe = 2,00‰



Fig 11. Pastilla de titanio puro (Biotan)

El colado se realizó en la máquina de colar Rematitan Autocast, Dentaureum, cuyo proceso realizó de forma automática. El proceso completo de fusión y colado tiene lugar en un sistema cerrado de dos cámaras, actuando un vacío en la cámara de colado y trabajando la cámara de fusión bajo la protección del gas argón (Fig 12).



Fig 12. Máquina de colar titanio bicameral (Rematitan Autocast, Dentaureum)

Durante la fusión el metal fundido se encuentra en un crisol de cobre (Fig 13).



Fig 13. Crisol de cobre

El material se funde mediante un arco voltaico. Cuando la masa fundida ha alcanzado la fluidez necesaria para el colado es volcada con ayuda de la presión y el vacío en el cilindro en corriente de argón.

El proceso constaba de los siguientes pasos:

- La cámara de fusión es barrida brevemente con gas argón.
- Se hace el vacío en ambas cámaras.
- La cámara de fusión es inundada de gas argón y se enciende el arco voltaico. La fusión se realiza por arco voltaico de corriente continua (220 A, 15-17 V), mediante electrodo de wolframio y crisol de cobre, durante 32 segundos.
- Una vez fundido el titanio el crisol vuelca automáticamente el metal en el cilindro de la cámara de colado.

- La presión del argón aumenta en la cámara de fusión hasta 1,4 bar.
- El tiempo de colado es de 40 segundos.
- Se ventilan las cámaras de fusión y colado.
- Una señal acústica indica el final del proceso

### **C) Cromo-Cobalto**

Se realizó en encerado de las cofias de forma similar al grupo del titanio colado (Fig 14).

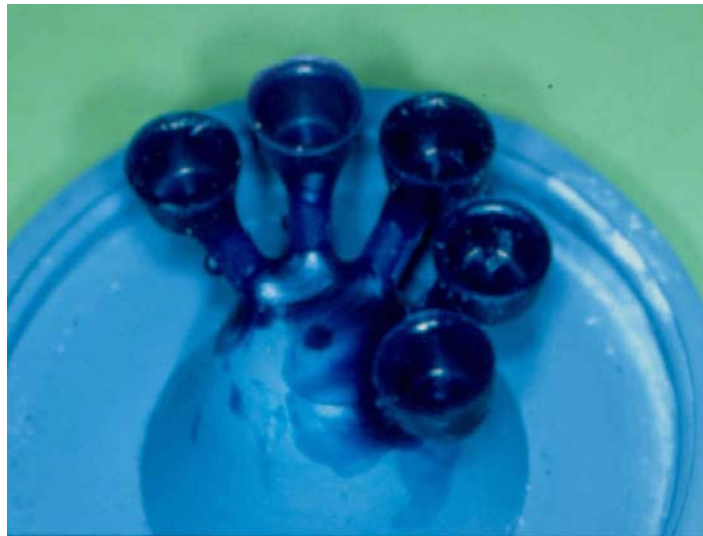


Fig. 14. Cofias enceradas, colocadas en el cilindro de colado

El material de revestimiento fue Vestofix (DFS GMBH, Alemania). Es un revestimiento de fosfato libre de grafito.

Se mezcló al vacío durante 60 segundos siguiendo las instrucciones del fabricante. Se vertió sobre el cilindro. Posteriormente se introdujo el cilindro en el horno de

precalentamiento con una velocidad de calentamiento de 2-5°C/minuto. La temperatura de calentamiento era 900-950°C.

La aleación empleada fue Kera C (Eisenbacher Dentalwaren ED GmbH, Alemania).

Características técnicas:

- Densidad: 8.4 g/cm<sup>3</sup>
- Solidus: 1350 °C
- Dureza: 340-380 HV 10
- Resistencia a la tensión: 790 N/mm<sup>2</sup>

Su composición es la siguiente:

- Co: 58%
- Cr: 25%
- W: 8.69%
- Nb: 1.80%
- V: 2.29%
- Mo: 1.00%
- Si: 0.92%
- Fe: 1.32
- Al: 0.01%
- C: 0.03%

Para el colado se empleó la máquina de colar CL – IG de Heraeus Kulzer de vacío-presión con calentamiento por inducción (Fig.15).





Fig 15. Máquina de colar CL – IG, Heraeus Kulzer

#### **D) Porcelana de recubrimiento**

En los tres grupos las cofias de las restauraciones fueron recubiertas con la correspondiente porcelana de recubrimiento (Fig 16).

En ambos grupos de titanio las cofias eran recubiertas con la misma porcelana, Vita Titan (Vita), de acuerdo con las instrucciones del fabricante.

Se aplica un agente de unión que se introduce en el horno precalentado a 790°C durante 5 minutos y se realiza una cocción a 790°C.

Se aplica luego el opaquer que se sometió a cocción a 780°C.

Se aplicó luego la porcelana dentina y la incisal realizándose la cocción a 770°C

Finalmente se realizó el glaseado a 770°C.

En el grupo del cromo-cobalto la porcelana de recubrimiento fue la Omega 900 (Vita)

Se aplicaba el opaquer que se sometió a cocción a 910°C.

Se aplicó luego la porcelana dentina y la incisal, realizándose la cocción a 910°C

Finalmente se realizó el glaseado a 915°C.

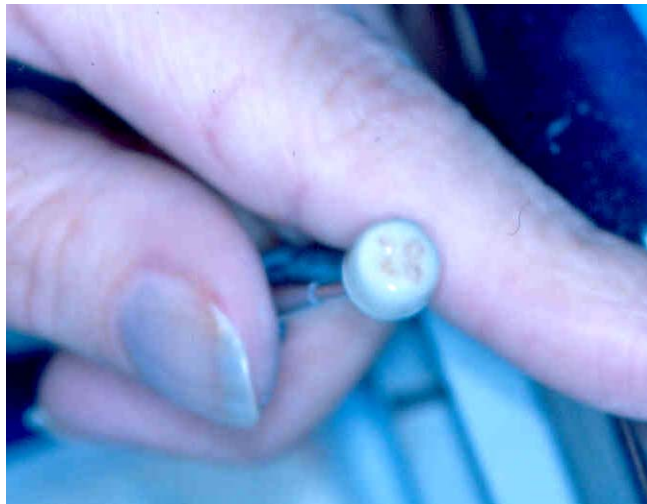


Fig 16. Aplicación de la porcelana de recubrimiento

Una vez confeccionadas las restauraciones, se procedió a la medición del desajuste marginal de las coronas de ambos grupos previamente a la cementación, en cuatro puntos (mitad de las caras vestibular, palatina, mesial y distal). Los puntos de medición se marcaron con un rotulador indeleble.

Realizadas las mediciones se procedió al cementado de las restauraciones sobre su correspondiente muñón. Para ello se empleó un cemento de vidrio ionómero (Ketac Cem, 3M-Espe). El cemento se mezcló siguiendo las instrucciones del fabricante.

Las cantidades de polvo y líquido, fueron siempre las mismas, así como el tiempo de espatulado.

En todos los casos se añadió una gota de tinta azul a cada mezcla para facilitar las mediciones posteriores.

Se procedió al cementado de las restauraciones aplicando el agente cementante con un pincel sobre las paredes axiales de la preparación, en todos los casos se aplicó una sola pincelación. El operador fue siempre el mismo.

Una vez aplicado el cemento sobre las paredes axiales, se ubicaba la corona en posición mediante presión digital y se mantuvo bajo una fuerza constante de 15 N durante 10 minutos, para lo cual se utilizó una llave dinamométrica (USAG 820/70, Utensilerie SpA)

Una vez fraguado el cemento se retiró todo el sobrante de los márgenes y se volvió a medir el ajuste marginal en los mismos puntos en que se habían realizado las mediciones antes del cementado.

La discrepancia marginal se determinó como la apertura vertical entre el margen de la preparación y la superficie más apical del margen de la restauración.

Todas las mediciones fueron realizadas siempre por el mismo observador en el Centro Nacional de Investigaciones Metalúrgicas (CENIM).

## **4.3. ESTUDIO DE LAS MUESTRAS MEDIANTE ANALIZADOR DE IMAGEN**

### **4.3.1. ANALIZADOR DE IMAGEN**

El proceso de digitalización de la imagen consiste en descomponer ésta, en una gran cantidad de elementos llamados “píxel” (*por picture elements*) y atribuir a cada uno de ellos la intensidad de la luz emitida, es decir, su nivel de gris.

Los analizadores de imagen comercializados trabajan con 256 niveles de gris, atribuyendo 0 al negro y 255 al blanco.

La resolución que se obtiene hoy en día es de 512x512 píxel para cámaras de TV estándar. La digitalización transforma la imagen en una matriz de orden 512x512, es decir, 262.144 elementos, en donde cada elemento representa el nivel de gris del píxel correspondiente a la imagen. En otras palabras, se crea un conjunto de 262.144 números perfectamente ordenados y comprendidos entre el 0 (negro) y el 255 (blanco).

Este conjunto de números se almacena en un ordenador, en donde podemos manipular la imagen, formada por la matriz de números, en multitud de procesos:

- a) Procesos de mejora de imagen, relacionados con el aspecto densitométrico: Contraste, definición, contorneado,...
- b) Procesos geométricos relacionados con las transformaciones geométricas de imagen: aumentos, reducciones, translaciones, giros,...
- c) Procesos aritméticos en los que se incluyen la calibración, combinación de imágenes, sumas, restas, multiplicaciones, divisiones e inversiones de imágenes.

Toda esta manipulación de la imagen está direccionada hacia la discriminación selectiva, que no es más que discernir lo que se quiere medir. Para ello se convierte en blanco lo interesante y en negro lo irrelevante. Con esta discriminación se obtiene una imagen binaria donde la cuantificación es fácil. <sup>118,119</sup>

#### **4.3.2. PREPARACIÓN DE LAS PROBETAS**

En cada probeta se realizaron 4 marcas en las zonas donde se iban a realizar posteriormente las mediciones. Estas zonas se correspondían con el centro de las caras vestibulares, mesiales, palatinas y distales.

Las marcas se efectuaron con un rotulador indeleble en las coronas y en el muñón a 1 mm de la línea de terminación. No se marcó la interfase corona-muñón para evitar que la lectura del analizador de imagen fuera incorrecta.

#### **4.3.3. MORDAZA DE POSICIONAMIENTO**

Para posicionar las muestras bajo la lupa, se construyó una mordaza en latón que constaba de una base en forma de U y la mordaza propiamente dicha que sujetaba las probetas mediante un tornillo. Para ejercer siempre la misma fuerza sobre las coronas se empleó una llave dinamométrica unida a la cabeza del tornillo de la mordaza. La llave dinamométrica empleada fue la USAG 820/70 de la casa Utensilerie SpA, regulable entre 10/70 N. La fuerza ejercida fue de 15 N.

#### **4.3.4 ANÁLISIS DE IMAGEN**

El objetivo era medir la discrepancia marginal en cuatro puntos distintos de cada corona mediante el analizador de imagen.

El análisis de imagen se realizó gracias a la colaboración del Centro Nacional de Investigaciones Metalúrgicas (CENIM).

El equipo de análisis de imagen constaba de los siguientes elementos (Fig 17)

- Lupa Olympus de 40 aumentos.
- Cámara CCD Sony adaptada a la lupa.
- Ordenador PC de 200 Megahercios, 2 Gigas de disco duro y 32 Megas de memoria RAM y un monitor de alta resolución.
- Software de análisis de imagen OPTIMAS 6.0 para Windows.
- Hoja de cálculo MS Excel 6.0 para Windows.

Para realizar el análisis de las muestras, éstas se situaron en la mordaza bajo la lupa de 40 aumentos.

La lupa captaba 3 mm del perímetro de la probeta, pero al ser curva, solo se podían enfocar los 2 mm centrales, por este motivo era necesario hacer coincidir la marca con el centro de la imagen, para que el desajuste objeto de medida, se encontrara dentro de esa área.

En vez de realizar una medición puntual, se decidió registrar 30 mediciones lineales en el área comprendida dentro de la zona enfocada.

Para el análisis de imagen se confeccionó un programa que permitía realizar todos los pasos del proceso automáticamente.

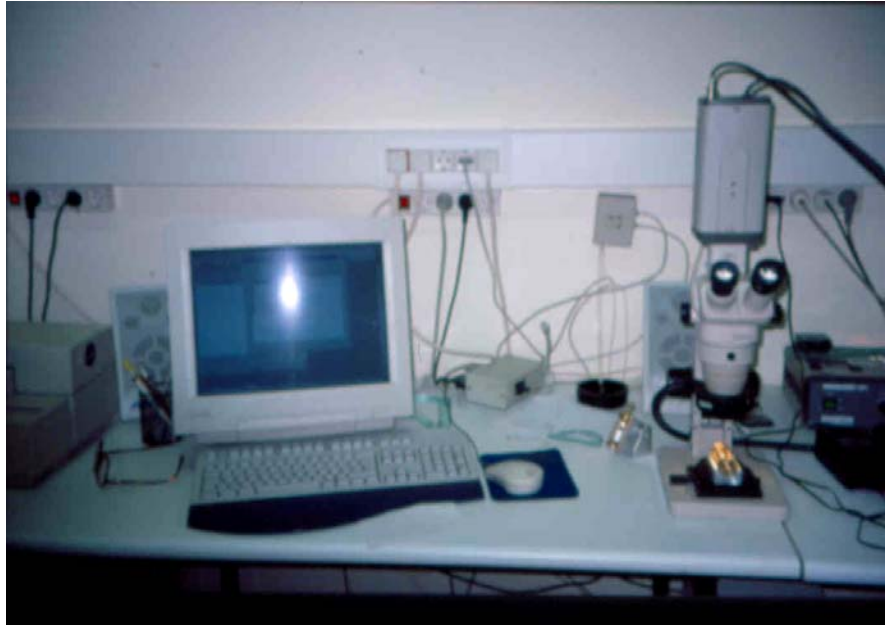


Fig 17. Equipo de análisis de imagen.

Los pasos que realizaba el programa para el análisis fueron los siguientes:

Paso 1. En primer lugar se creaba una “rejilla” de 60 rayas verticales con una separación entre ellas de 50 micras.

Paso 2. A continuación se confeccionaba un set de medidas donde se especificaba que midiera la longitud de los segmentos verticales que aparecían en la imagen.

Paso 3. Se abría una hoja de cálculo Excel, y en ella se ponía el nombre del grupo, número de probeta y número de posición que iba a ser sometida a análisis.

A partir de este momento, comenzaba el proceso de análisis de imagen propiamente dicho.

Paso 4. Se procedía a la captación de la imagen desde la lupa al ordenador y tras enfocarla (Fig 18), se compensaba el contraste de la misma.

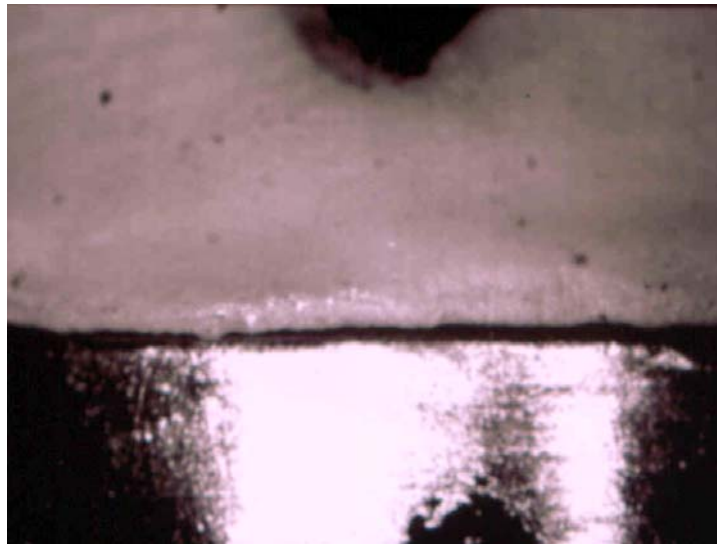


Fig 18. Imagen captada por el ordenador, correspondiente al grupo de titanio colado.

Paso 5. El programa calibraba la imagen en dimensiones reales.

Paso 6. Se eligió una ventana de 1500 micras de ancho por 300 micras de alto, que aparecía en el centro de la imagen. La ventana marcaba el área que se iba a someter a análisis (Fig 19). El programa permitía desplazar la ventana según las necesidades, para ajustarla a la zona a medir.

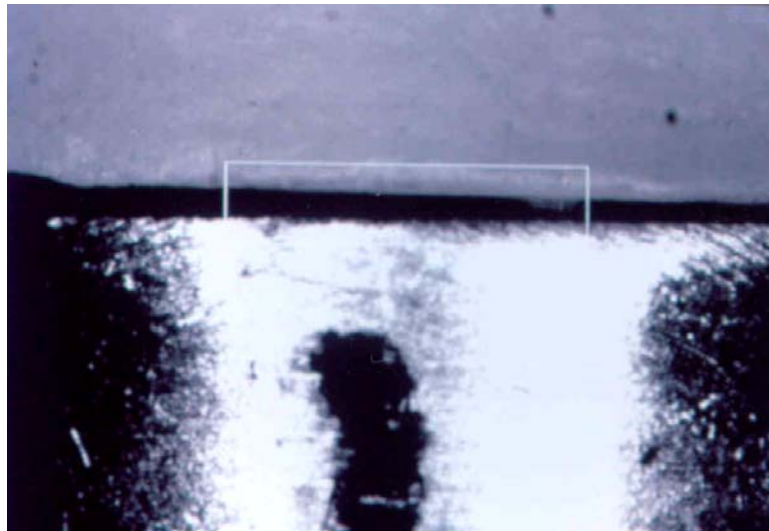


Fig 19. Imagen de la probeta 8 del grupo de titanio colado, con el área de medida seleccionada



Paso 7. Se procedía a la discriminación y binarización de la discrepancia marginal seleccionada en la ventana, de modo que se convertía en blanco el desajuste y en negro la corona y el muñón (Fig 20).

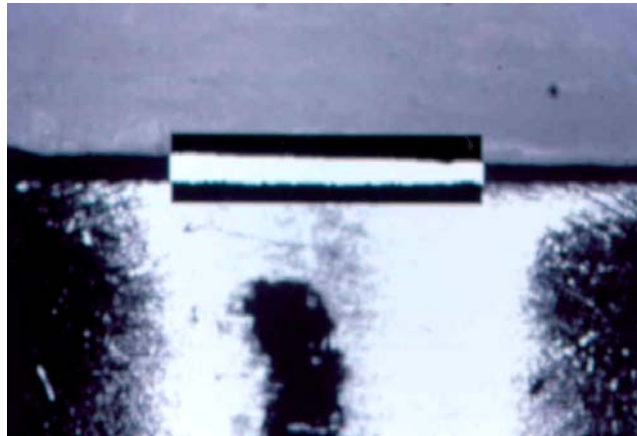


Fig 20. Imagen de la probeta 8 de titanio colado binarizada

Paso 8. El programa realizaba la intersección entre la rejilla creada en el paso 1 y la imagen binarizada (Fig 21).

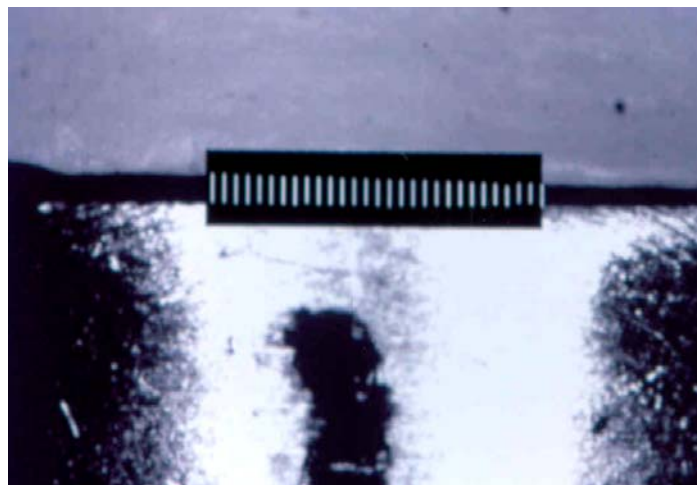


Fig 21. Imagen de la probeta 8 de titanio colado con la intersección de la rejilla y la binarización.

Paso 9. Sobre esta imagen se aplicaba el set de medidas abierto en el paso 2, donde se mide la longitud de cada uno de los segmentos. Los valores resultantes se almacenaban en la hoja de cálculo Excel, abierta en el paso 3.

Paso 10. Se repetía el proceso desde el paso 4 hasta el 9 para las 4 posiciones de la misma probeta.

Paso 11. Cuando se terminaba con una probeta, se reiniciaba el programa desde el paso 3.

De este modo se obtuvieron los valores de las discrepancias marginales de las 60 probetas. En cada probeta se realizaron mediciones en 4 posiciones y de cada posición se obtuvieron 30 valores, por lo que el total de datos por probeta fue de 120.

Las mediciones se realizaron antes del cementado y después del mismo.

#### **4.4. TRATAMIENTO DE LOS DATOS**

Los datos recogidos mediante el analizador de imagen fueron archivados en 12 hojas Excel. Cada hoja contenía las mediciones de las 10 probetas del mismo grupo.

El análisis estadístico fue realizado en el Centro de Proceso de Datos del Servicio Informático de Apoyo a la Investigación perteneciente al Área de Informática y Comunicaciones de la Universidad Complutense de Madrid, con el programa estadístico SAS 8.2.

Se realizó en primer lugar la estadística descriptiva.

Posteriormente se sometió los datos obtenidos a pruebas inferenciales de análisis de la varianza (ANOVA) unifactorial y bifactorial y test de comparaciones a posteriori (test de comparaciones múltiples de Duncan).

# **5. RESULTADOS**

## 5.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

### 5.1.1. MATERIAL

El grupo que presentaba unos mejores ajustes marginales fue el del titanio mecanizado independientemente de la línea de terminación empleada tanto antes como después del cementado. Las discrepancias marginales postcementado fueron siempre superiores a las obtenidas previamente al cementado. Las discrepancias marginales medias de cada grupo pueden observarse en la tabla 5.

Tabla 5. Medias y desviaciones estándar (DE) de las discrepancias marginales de los tres materiales estudiados independientemente de la línea de terminación.

Grupo	Precementado		Postcementado	
	Media	DE	Media	DE
CC	31.25	6.47	80.90	13.32
TC	60.95	20.89	123.41	31.13
TM	13.12	5.51	42.18	20.61

CC = Cromo-cobalto; TC = Titanio colado; TM = Titanio mecanizado.

### 5.1.2. LÍNEA DE TERMINACIÓN

Cuando se analizaba la línea de terminación independientemente del material empleado, se observó que las menores discrepancias correspondían al chamfer (Tabla 6).

Tabla 6. Medias y desviaciones estándar (DE) de las discrepancias marginales de las dos líneas de terminación estudiadas independientemente del material.

Grupo	Precementado		Postcementado	
	Media	DE	Media	DE
Chamfer	32.01	20.03	79.51	45.78
Hombro redondeado	39.35	27.21	86.48	34.52

### 5.1.3. MATERIAL Y LÍNEA DE TERMINACIÓN

Las discrepancias marginales precementado se encontraban dentro de los límites aceptados clínicamente en todos los grupos estudiados. Sin embargo una vez cementadas las restauraciones, en el grupo del titanio colado con línea de terminación en chamfer se encontraron discrepancias que excedían ligeramente las 120  $\mu\text{m}$ .

El grupo que presentó los mayores desajustes marginales tanto antes como después del cementado, fue el del titanio colado, con ambas líneas de terminación.

En todos los casos la discrepancia marginal postcementado fue mayor que la precementado.

La discrepancia marginal promedio aparece reflejada en las tablas 7 y 8 y Figs 22 y 23.

Tabla 7. Medias y desviaciones estándar (DE) de las discrepancias marginales antes del cementado ( $\mu\text{m}$ ).

Grupo	Chanfer		Hombro redondeado	
	Media	DE	Media	DE
CC	26.86	4.01	36.13	5.05
TC	55.05	16.07	66.85	24.19
TM	14.11	6.55	12.02	4.17

CC = Cromo-cobalto; TC = Titanio colado; TM = Titanio mecanizado.

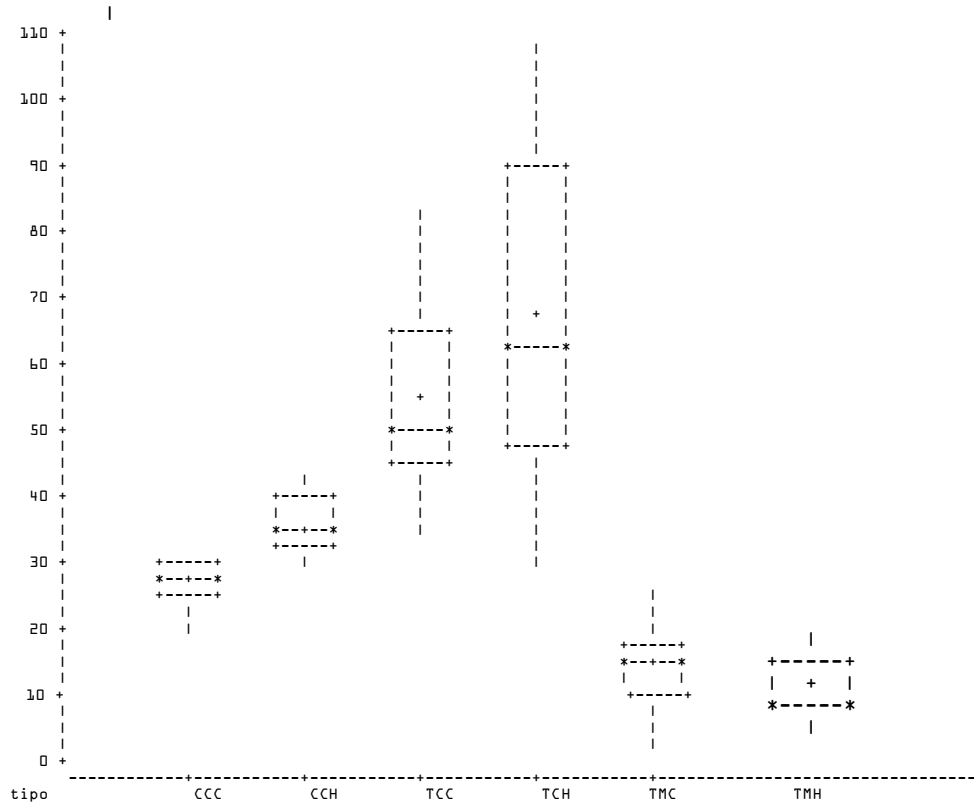
Tabla 8. Medias y desviaciones estándar (DE) de las discrepancias marginales después del cementado ( $\mu\text{m}$ ).

Grupo	Chanfer		Hombro redondeado	
	Media	DE	Media	DE
CC	82.86	13.33	78.72	13.75
TC	127.66	31.64	119.17	31.71
TM	28.03	6.44	57.92	19.50

CC = Cromo-cobalto; TC = Titanio colado; TM = Titanio mecanizado.

The UNIVARIATE Procedure  
Variable: pre (pre)

Schematic Plots

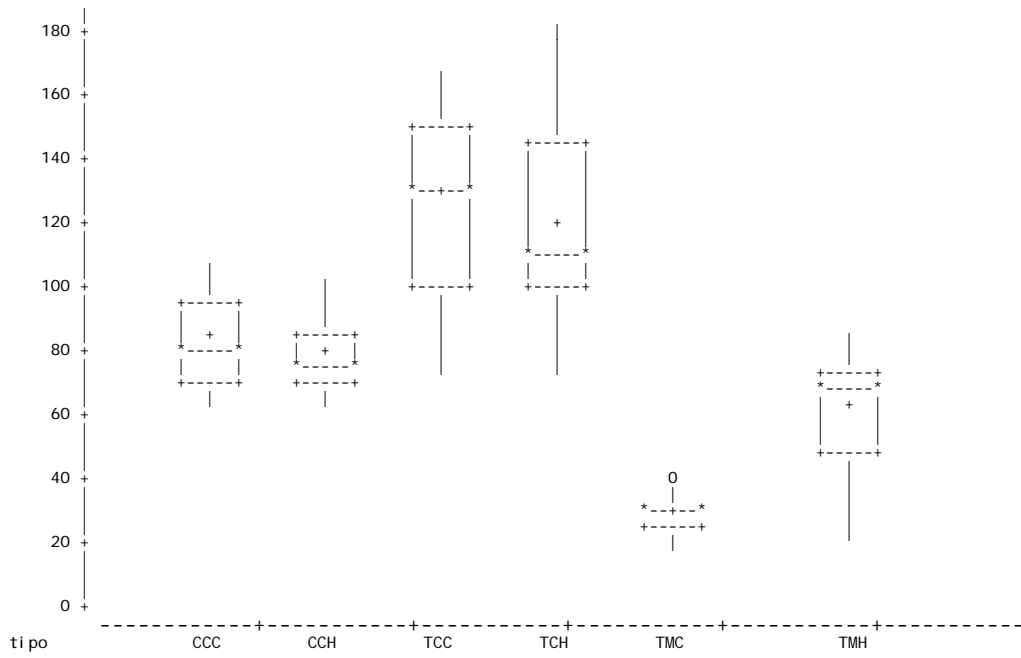


CCC = Cromo-cobalto chamfer; CCH = cromo-cobalto hombro redondeado; TCC = titanio colado chamfer; TCH = titanio colado hombro redondeado; TMC = titanio mecanizado chamfer; TMH = titanio mecanizado hombro redondeado.

Fig 22. Discrepancia marginal precementado



The UNIVARIATE Procedure  
 Variable: post (post)  
 Schematic Plots



CCC = Cromo-cobalto chamfer; CCH = cromo-cobalto hombro redondeado; TCC = titanio colado chanfer; TCH = titanio colado hombro redondeado; TMC = titanio mecanizado chanfer; TMH = titanio mecanizado hombro redondeado.

Fig 23. Discrepancia marginal postcementado

## 5.2. ESTADÍSTICA INFERENCIAL

Se realizó el análisis estadístico inferencial, con respecto a la variable discrepancia marginal (expresada en  $\mu\text{m}$ ) mediante el test de análisis de la Varianza (ANOVA) unifactorial y bifactorial, al que previamente se somete a pruebas de normalidad (Kolmogorov-Smirnov), con las correspondientes pruebas a posteriori de comparaciones múltiples (test de Duncan).

### 5.2.1. MATERIAL

Las discrepancias marginales promedio de los tres grupos se pueden observar en la Fig 24.

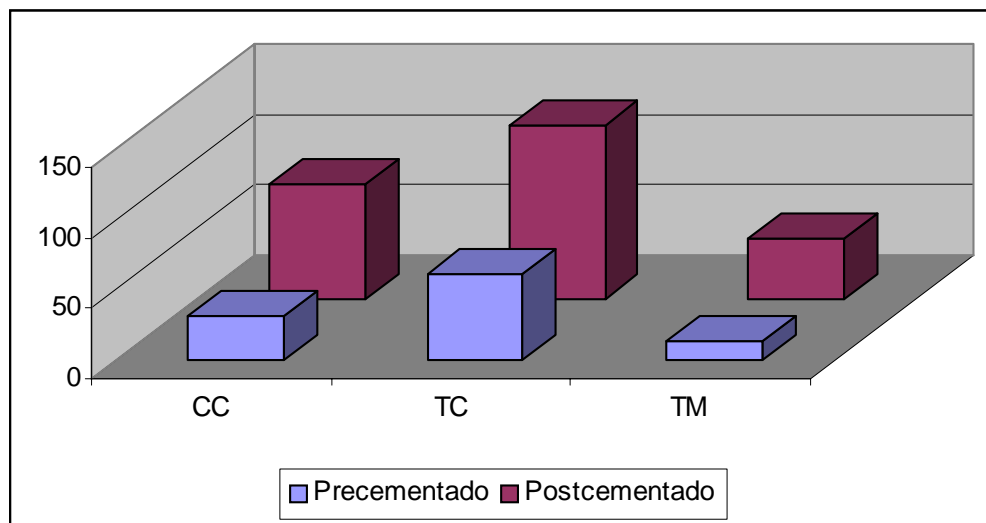


Fig 24. Discrepancias marginales por grupos de material.

Con respecto al material empleado, independientemente de la línea de terminación, existieron diferencias estadísticamente significativas ( $P \leq .0001$ ) entre los tres grupos estudiados, tanto antes como después del cementado, siendo el grupo que presentaba las menores discrepancias marginales el del titanio mecanizado (13.12 y 42.18  $\mu\text{m}$  respectivamente).

Existía interacción entre los grupos estudiados según el material y el momento de la medición (antes o después del cementado), encontrándose diferencias estadísticamente significativas ( $P \leq .001$ ), (Fig 25). El comportamiento de los tres grupos no fue homogéneo.

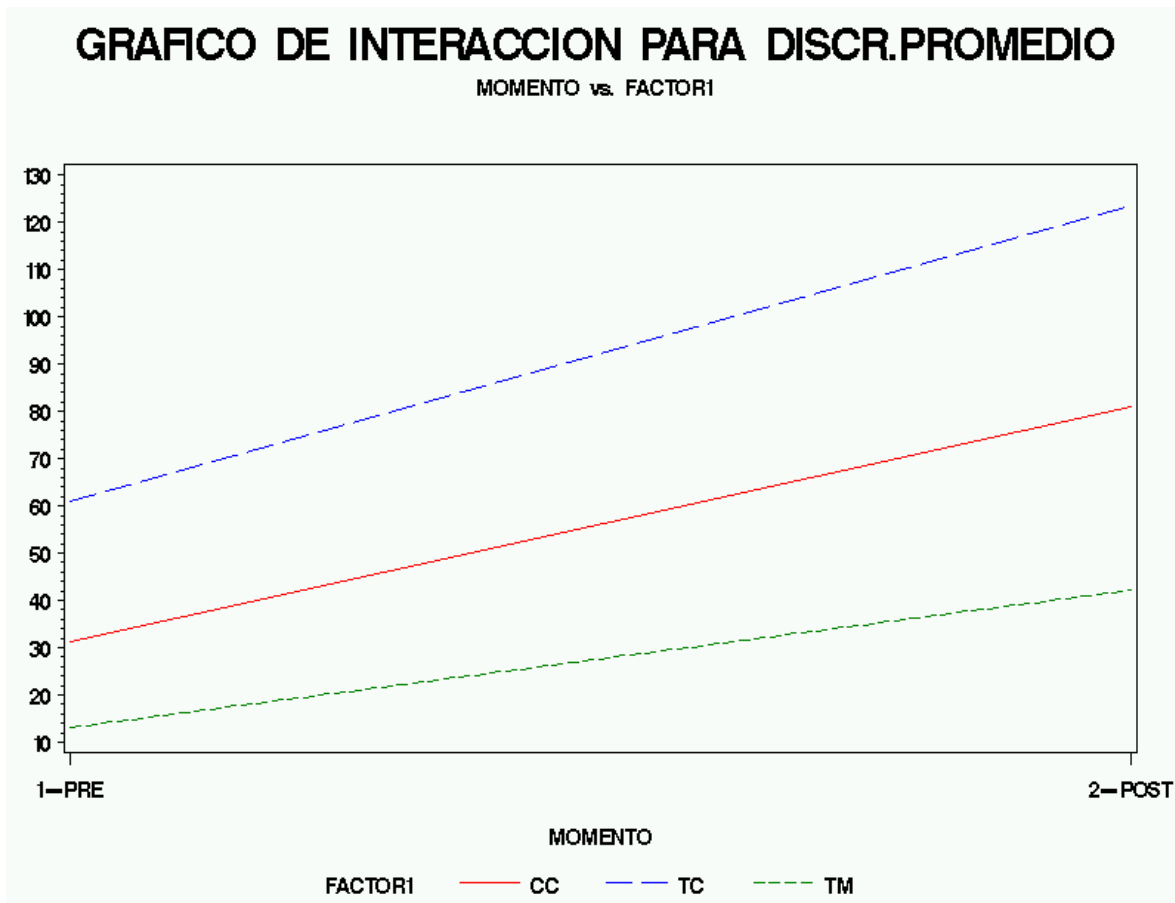


Fig 25. Gráfico de interacción pre y postcementado según el material empleado

### 5.2.2. LÍNEA DE TERMINACIÓN

Las discrepancias marginales promedio de los grupos de líneas de terminación aparecen reflejadas en la Fig 26.

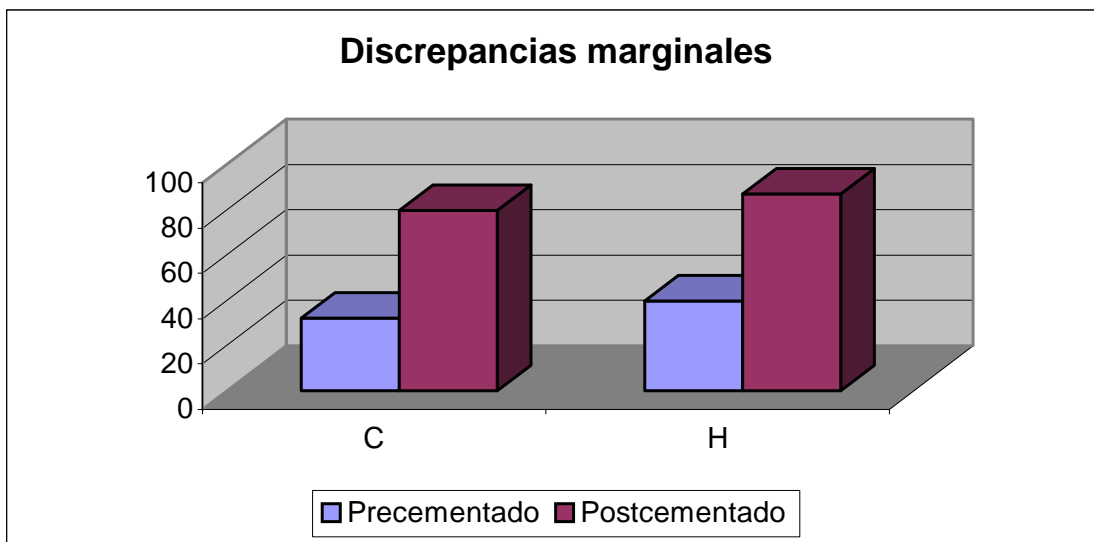


Fig 26. Discrepancias marginales por grupos de línea de terminación.

En lo que se refiere a la línea de terminación (chamfer u hombro redondeado), el análisis de la varianza puso de manifiesto que no existían diferencias significativas entre ambas líneas de terminación independientemente del material empleado, tanto antes como después del cementado.

No existió interacción entre ambas líneas de terminación, siendo el comportamiento homogéneo, tanto antes como después del cementado (Fig 27).

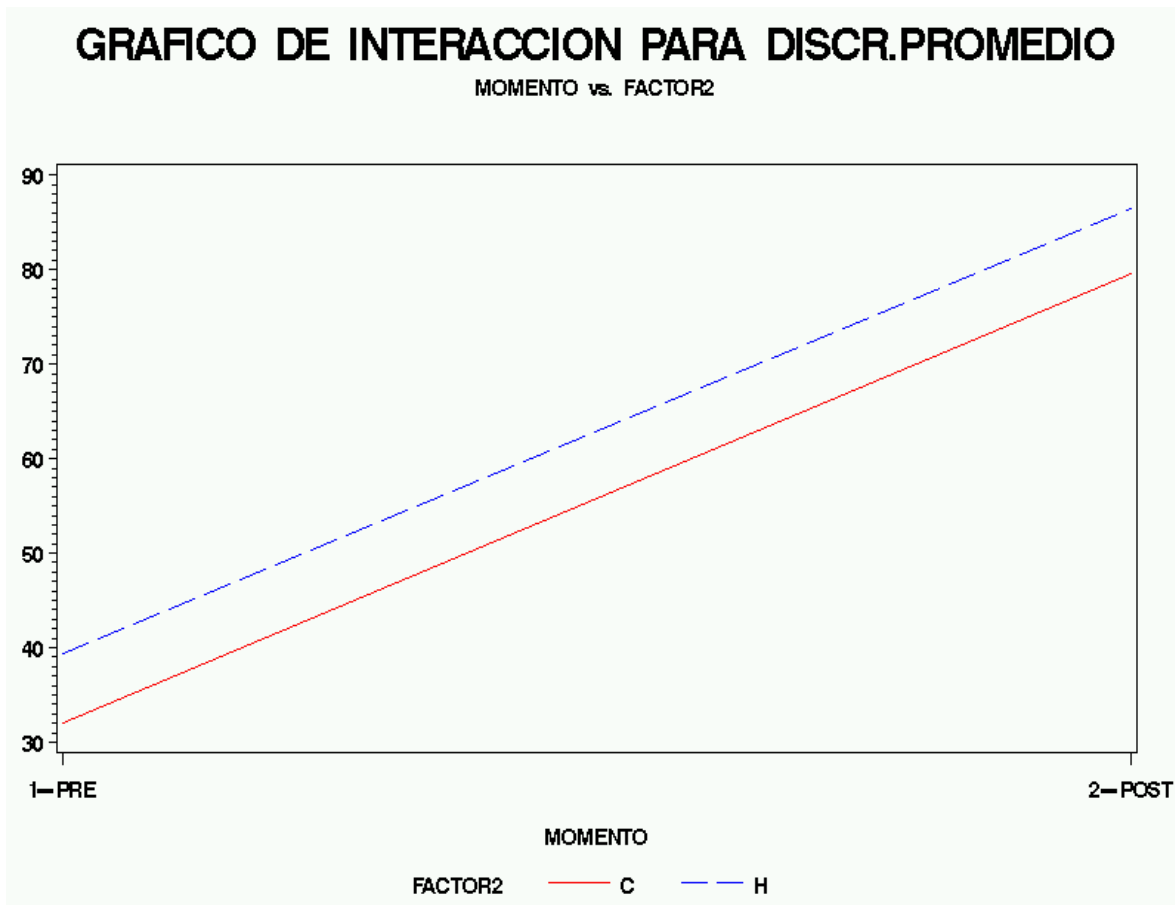


Fig 27. Gráfico de interacción pre y postcementado según la línea de terminación

### 5.2.3. MATERIAL Y LÍNEA DE TERMINACIÓN

Las discrepancias marginales promedio de cada uno de los seis grupos analizados previamente al cementado se observan en las figs 28 y 29.

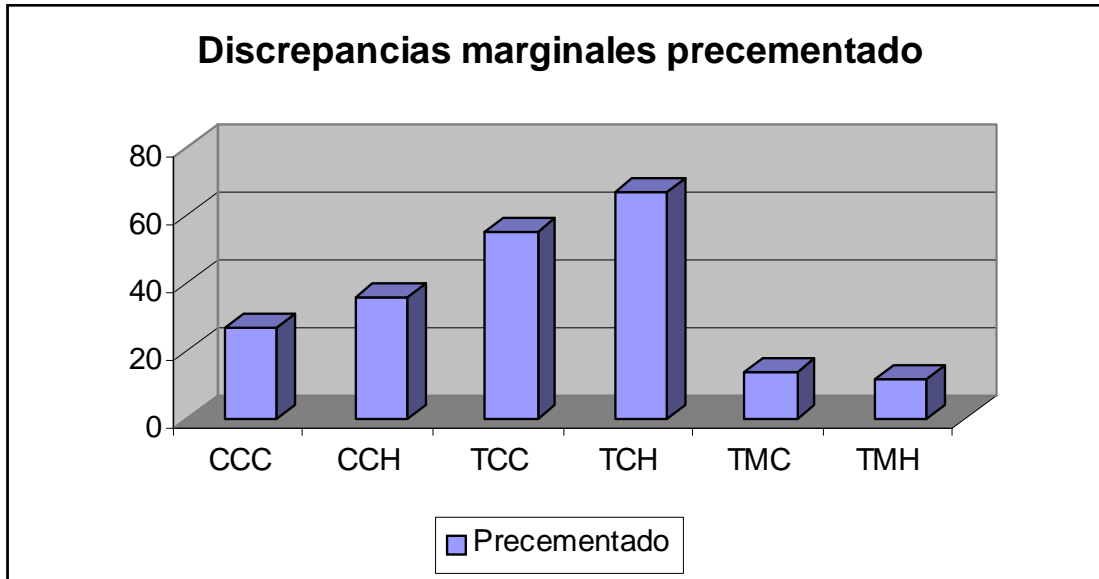


Fig. 28. Discrepancias marginales precementado.

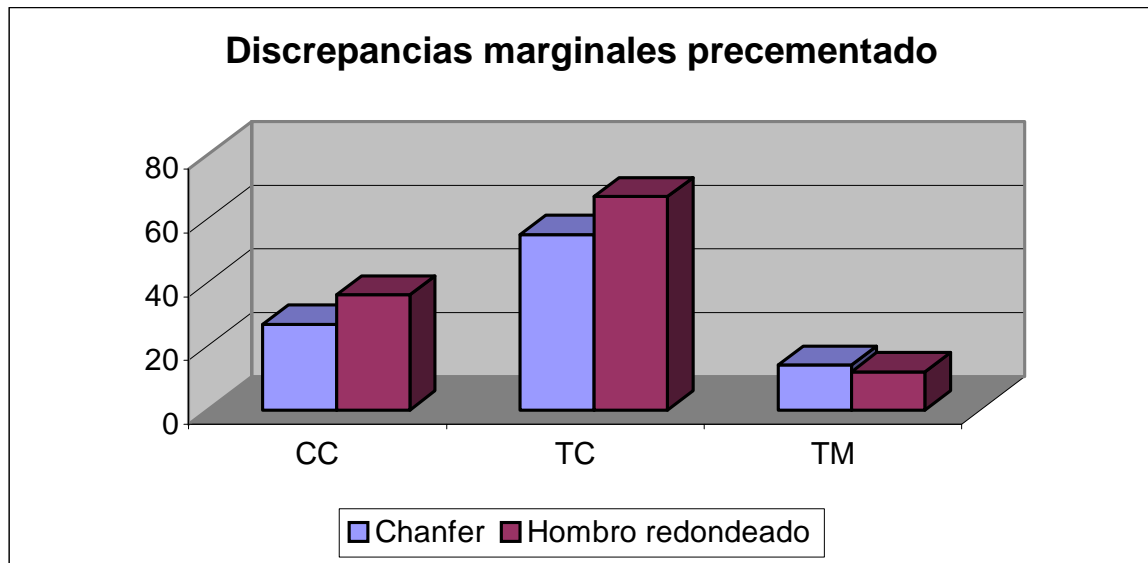


Fig 29. Discrepancias marginales precementado comparando ambas líneas de terminación

Las discrepancias marginales promedio posteriormente al cementado se pueden observar en las Figs 30 y 31.

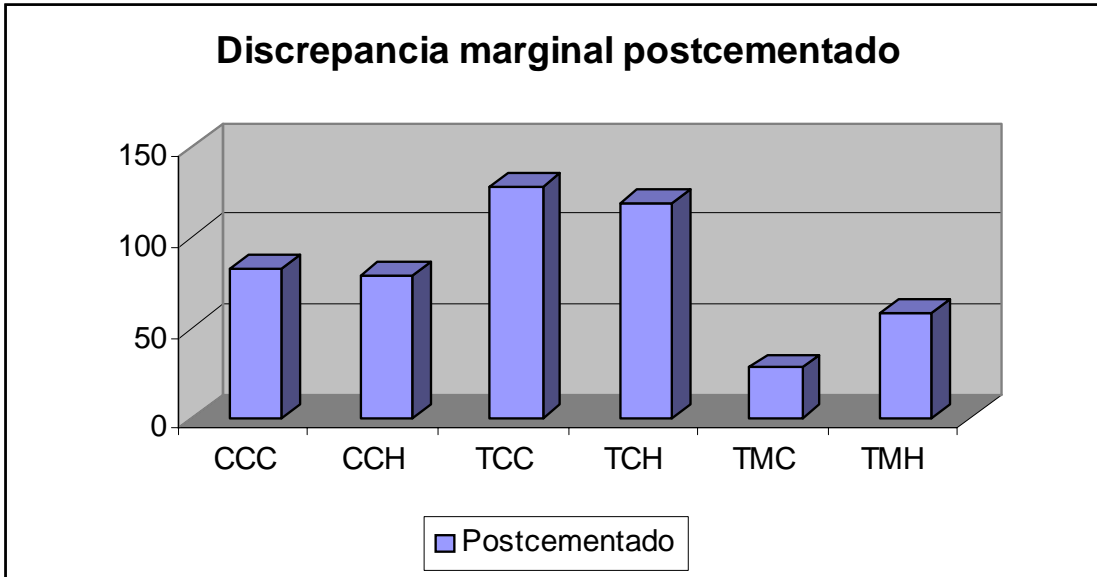


Fig 30. Discrepancias marginales postcementado

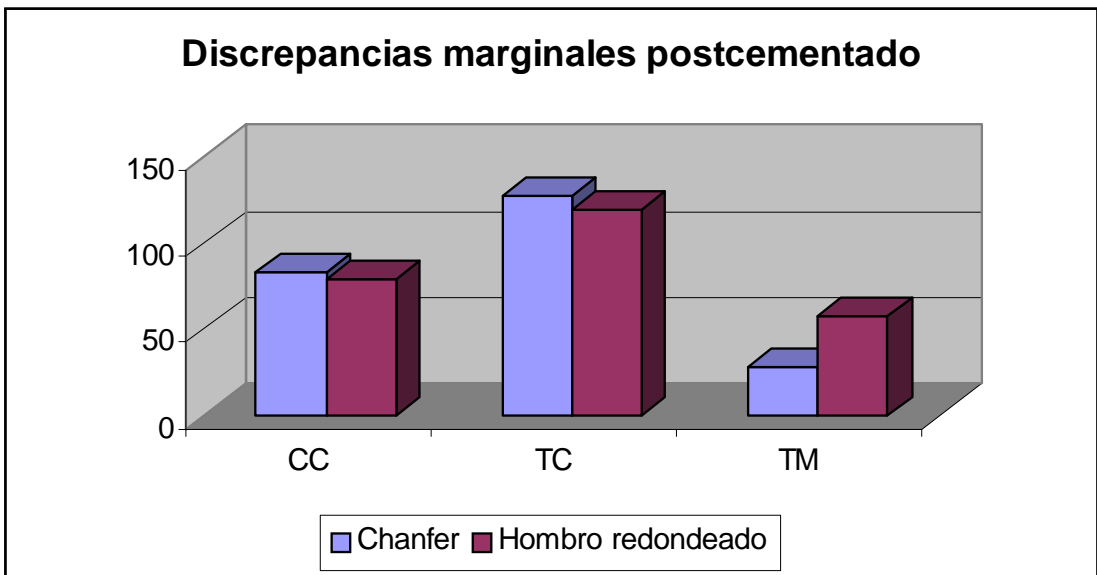


Fig 31. Discrepancias marginales postcementado comparando ambas líneas de terminación.

Cuando se analizaron los seis grupos de estudio, se observó que existían diferencias significativas tanto antes como después del cementado entre los 6 grupos ( $P \leq .0001$ ).

El test de comparaciones múltiples de Duncan encontró diferencias significativas ( $P \leq .0001$ ) entre los grupos marcados con un asterisco en las tablas 9 y 10.

Tabla 9. Resultados del Test de Duncan precementado

Grupo	CCC	CCH	TCC	TCH	TMC	TMH
CCC			*	*	*	*
CCH			*	*	*	*
TCC	*	*		*	*	*
TCH	*	*	*		*	*
TMC	*	*	*	*		
TMH	*	*	*	*		

Tabla 10. Resultados del Test de Duncan postcementado

Grupo	CCC	CCH	TCC	TCH	TMC	TMH
CCC			*	*	*	*
CCH			*	*	*	*
TCC	*	*			*	*
TCH	*	*			*	*
TMC	*	*	*	*		*
TMH	*	*	*	*	*	



Por lo tanto se puede afirmar que el titanio colado fue el grupo que mayores discrepancias marginales presentaba con ambas líneas de terminación, tanto antes como después del cementado (Figs 32 y 33), mientras que el grupo del titanio mecanizado fue el que mejor se comportó (Figs 34 y 35)



Fig 32. Titanio colado precementado

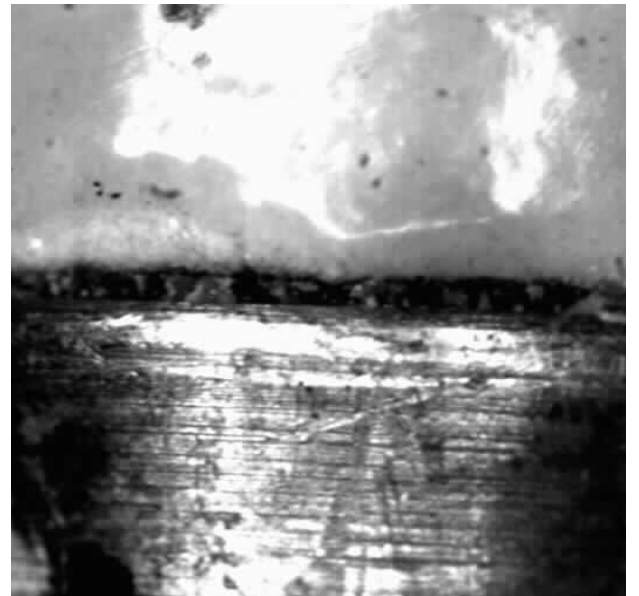


Fig 33. Titanio colado postcementado

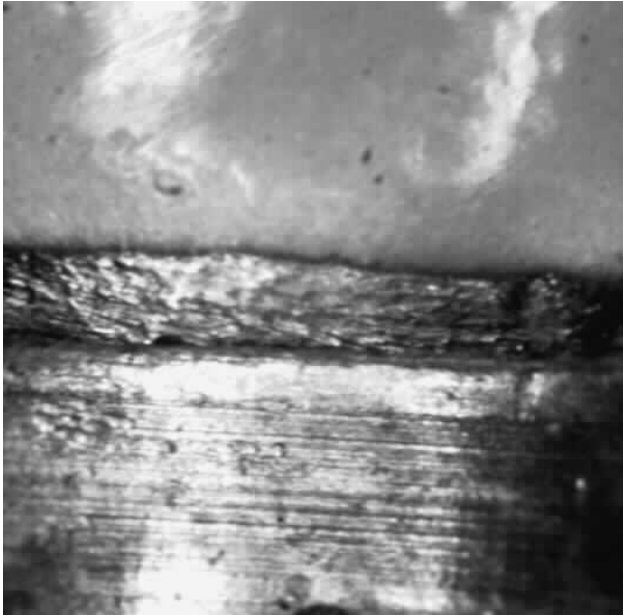


Fig 34. Titanio mecanizado precementado



Fig 35. Titanio mecanizado postcementado

Existía interacción entre los seis grupos estudiados y el momento de la medición (antes o después del cementado), encontrándose diferencias estadísticamente significativas ( $P \leq .0001$ ), (Fig 36). El comportamiento de los seis grupos no fue homogéneo.

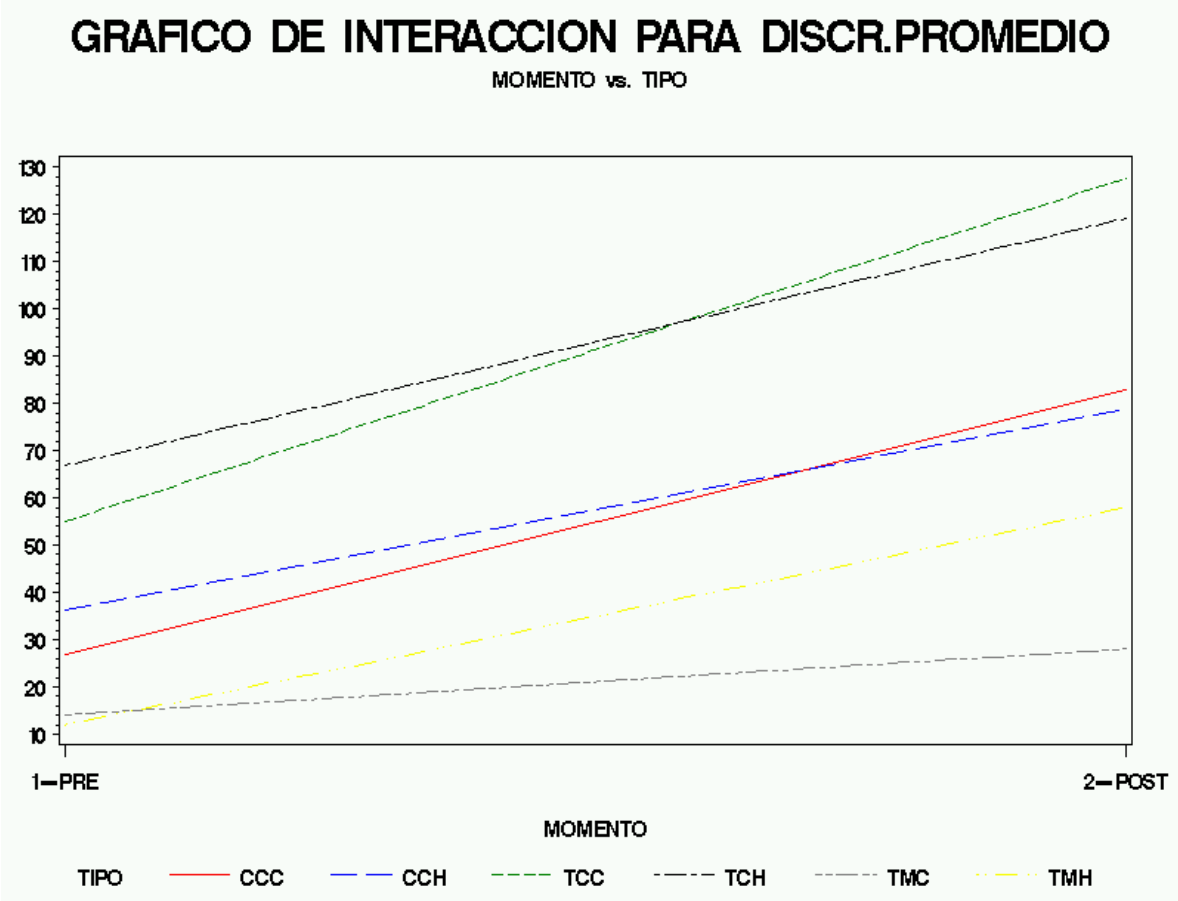


Fig 36. Gráfico de interacción de los seis grupos estudiados en relación con el momento de la medición.

No existió interacción entre el material y la línea de terminación antes del cementado, de forma que se puede afirmar que el comportamiento de la línea de terminación en chamfer y en hombro redondeado, es similar para los tres materiales utilizados previamente al cementado (Fig 37).

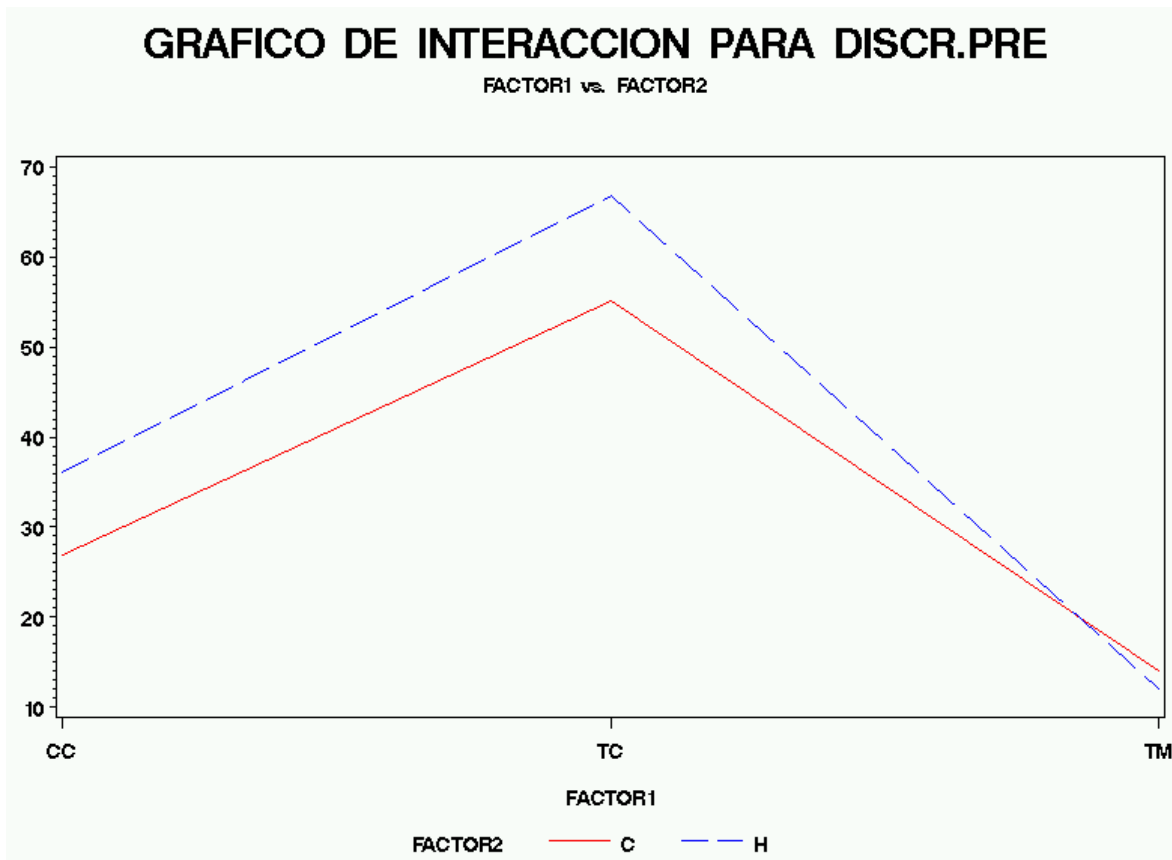


Fig 37. Gráfico de interacción entre el material y la línea de terminación precementado.

Sin embargo si existió interacción entre el material y la línea de terminación después del cementado ( $P < .05$ ), siendo el comportamiento de ambas líneas de terminación distinto para el grupo del titanio mecanizado (Fig 38).

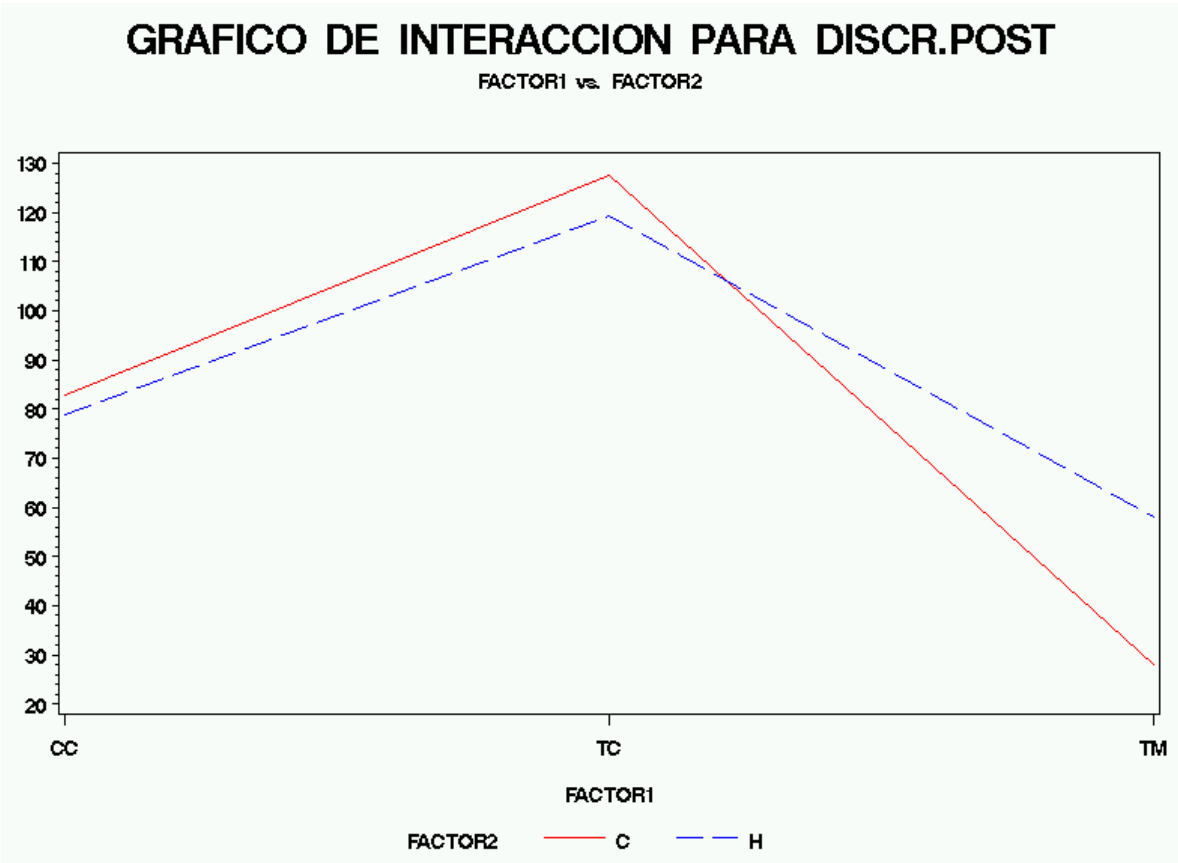


Fig 38. Gráfico de interacción entre el material y la línea de terminación postcementado.

## **6. DISCUSIÓN**

El ajuste marginal es uno de los criterios mas importante para el éxito a largo plazo de las restauraciones de prótesis fija. <sup>25,27,96</sup>

El asentamiento correcto de una restauración es un proceso complejo que involucra diferentes factores como son: la preparación, el proceso de fabricación, el cemento y su manipulación. <sup>8,120,121</sup>

Existen discrepancias sobre lo que se considera un ajuste aceptable clínicamente. Muchos autores coinciden que un ajuste marginal entre 100-120  $\mu\text{m}$  parece ser el rango para ser considerado clínicamente aceptable de cara a la longevidad de las restauraciones. <sup>3,5,122-124</sup> McLean y von Fraunhofer <sup>3</sup> encontraron que discrepancias por debajo de los 80  $\mu\text{m}$  eran difíciles de detectar clínicamente.

Estos mismos autores en su amplio estudio sobre mil restauraciones, durante cinco años, concluyen que 120  $\mu\text{m}$ , representa la apertura marginal máxima clínicamente aceptable, valor que es unánimemente aceptado por todos los autores.

Generalmente la evaluación de la discrepancia marginal depende de varios factores:  
<sup>127-127</sup>

- Mediciones antes o después del cementado de las coronas.
- Almacenamiento y tratamiento después del cementado.
- Tipo de instrumento empleado en las mediciones.
- Tipo de microscopio empleado.
- Localización de las mediciones.

Los puntos de referencia para las mediciones y la definición de ajuste varían ampliamente entre los investigadores y muchos estudios llegan a una conclusión basados en su propia definición. <sup>9</sup>

Es el presente estudio se han realizado las mediciones de la discrepancia marginal vertical.

Con respecto a las aleaciones utilizadas en las restauraciones ceramo-metálicas, durante años se han empleado aleaciones nobles, pero debido al elevado precio de estas se han buscado alternativas. Las aleaciones de cromo-níquel han sido las más populares durante las últimas décadas, pero debido a la posibilidad de reacciones alérgicas al níquel se han buscado alternativas, una son las aleaciones de cromo-cobalto y la otra es el titanio bien puro o en alguna de sus aleaciones.

El titanio se ha introducido principalmente por dos razones: la primera debido a la elevación del precio de los metales nobles y la segunda debido al deseo de encontrar un material altamente compatible y que tuviese propiedades mecánicas similares a las aleaciones de oro.

Aunque existe un creciente interés en el uso del titanio colado para prótesis, existe una preocupación que concierne a la calidad de los colados de titanio. Es generalmente aceptado que el titanio es más sensible a factores externos que las aleaciones convencionales. Existen mas defectos en el colado, aspereza de la superficie y contracción que en los colados de aleaciones convencionales.<sup>52,55,128</sup>

Por otro lado, la confección de restauraciones coladas implica una serie de compensaciones controladas, debido a los cambios dimensionales ocurridos durante el proceso.<sup>129,130</sup>

Para intentar evitar los errores que se producen en el colado de las restauraciones de prótesis fija, se han desarrollado métodos como es el sistema Procera titanio, basado en el mecanizado de las restauraciones.



Como siempre existe discrepancia entre el diente y la restauración colada, su ajuste ha llegado a ser una preocupación para muchos investigadores.<sup>130,131</sup>

## 6.1. MATERIAL

Realmente existen pocos estudios que comparen el ajuste marginal del titanio colado y el titanio mecanizado entre si, y con otro tipo de aleaciones.

En el presente estudio el grupo que presentaba un menor ajuste marginal fue el del titanio mecanizado, seguido del grupo del cromo-cobalto y el que mayores discrepancias obtuvo fue el del titanio colado.

Con respecto al titanio colado existen muy pocos estudios sobre el ajuste marginal de las restauraciones.

Algunos autores comparan los colados de titanio con aleaciones nobles, encontrando mejores ajustes en estas últimas.<sup>132,133</sup>

Sin embargo Ruiz y cols<sup>70</sup> encuentran mejor ajuste marginal con la aleación Ti-6Al-4V (24  $\mu\text{m}$ ) que con una aleación de Pd-Ag (45  $\mu\text{m}$ ), pero peor ajuste con el titanio puro (50  $\mu\text{m}$ ) respecto a esta última.

Con respecto a las aleaciones no nobles, los resultados son contradictorios. Ida y cols<sup>132</sup> encuentran mejor ajuste de los colados de titanio que los de cromo-níquel, mientras Oruc y cols<sup>129</sup> lo contrario.

Las discrepancias marginales precementado en el presente estudio (61  $\mu\text{m}$ ) son similares a las obtenidas por Leong y cols (66  $\mu\text{m}$ ).<sup>123</sup>

Las discrepancias postcementado (123  $\mu\text{m}$ ) superan los 120  $\mu\text{m}$ , al igual que encuentran otros autores<sup>134,135</sup>, pero difieren de los resultados obtenidos por Oruc y cols<sup>136</sup>

En el presente estudio se obtuvieron discrepancias muy inferiores con el sistema Procera titanio (13-42  $\mu\text{m}$ ) con respecto a las encontradas en estudios in vitro de diferentes autores, que estaban siempre por encima de las 50  $\mu\text{m}$ , siendo en todos los casos ajustes clínicamente aceptables.<sup>10,55,123,137-139</sup>

Cuando se compara el ajuste marginal de las restauraciones Procera Titanio con otras aleaciones, se vio que dicho ajuste era peor que el obtenido con las restauraciones de oro (54  $\mu\text{m}$  frente a 25  $\mu\text{m}$  respectivamente).<sup>123</sup> Este incremento en el desajuste marginal podría incrementar el riesgo de caries y gingivitis, sin embargo en un estudio clínico longitudinal durante 5-6.5 años se vio que la incidencia de caries era muy baja (5%).<sup>85</sup>

Así mismo Harris y Wickens,<sup>138</sup> y Valderrama y cols,<sup>139</sup> comparan Procera Titanio con una aleación de oro-platino-paladio y eran mayores las discrepancias con Procera (90 y 61  $\mu\text{m}$  respectivamente).

El único estudio encontrado que compare las restauraciones coladas de titanio con las mecanizadas fue el de Leong y cols<sup>123</sup>, quienes no coinciden con los resultados del presente estudio, pues no encuentran diferencias significativas entre ambos sistemas.

No se han encontrados estudios comparativos entre restauraciones de titanio y la aleación de cromo-cobalto.

En todos los casos el ajuste marginal de los tres grupos analizados estaba dentro de los límites aceptados clínicamente, con excepción del grupo del titanio colado después del cementado, que excedía ligeramente el valor de los 120  $\mu\text{m}$ .

Realmente las discrepancias entre los diferentes estudios dependen de diversos factores como son: el tipo de línea de terminación empleado, del agente cementante, que la

restauración estuviese recubierta por porcelana o no, diferencias en el sistema de colado, material de revestimiento y los criterios de medición, por lo que no son realmente comparables las mediciones y por lo tanto los estudios tampoco son comparables.<sup>70,134-136,140</sup>

Sería importante establecer una forma mas estandarizada para cuantificar la discrepancia marginal.

## **6.2. LÍNEA DE TERMINACIÓN**

Muchos estudios se han realizado para ver la influencia del diseño marginal en el ajuste de restauraciones cementadas, pero no existe una recomendación universal respecto a la configuración del margen que produzca el mejor sellado marginal, de tal manera que hasta la fecha no está claro que tipo de diseño marginal, si es que existe alguno, puede ofrecer las mayores ventajas.<sup>120,141,142</sup>

Diversos estudios demuestran que la discrepancia marginal era dependiente del tipo de diseño de línea de terminación empleado.<sup>10,28,120,143</sup>

Sin embargo otros autores encuentran que el sellado marginal no estaba influenciado por la línea de terminación.<sup>27,144,145</sup>

Suárez y cols encuentran que algunos de los factores del sellado marginal eran influenciados por el diseño de la línea de terminación, mientras que otros no, en el caso de las restauraciones de Procera AllCeram.<sup>146</sup>

En el presente trabajo de investigación cuando se analizó de forma global ambas líneas de terminación, sin tener en cuenta el material de confección de las restauraciones, se

vio que no existían diferencias significativas entre ambas. Sin embargo a la vista de otros resultados obtenidos en el estudio, no podemos ser categóricos al afirmar que la línea de terminación no influye en el ajuste marginal, sino que mas bien hemos de decir que según los resultados obtenidos, no aportan evidencia de que no influya.

Una posible explicación sobre la controversia existente en los resultados obtenidos por los diferentes autores, puede ser la utilización de diferentes métodos de medición y los diferentes materiales para la confección de los muñones.<sup>145</sup>

### **6.3. MATERIAL Y LÍNEA DE TERMINACIÓN**

Realmente son muy pocos los estudios que comparan diferentes tipos de material con varias líneas de terminación.

Con respecto al cromo-cobalto no se han encontrado estudios al respecto.

En relación con el titanio colado solamente en dos estudios comparan la línea de terminación en chamfer y hombro recto.<sup>134,135</sup>

En el presente estudio se encuentran diferencias significativas previamente al cementado en las restauraciones de titanio colado, pero no posteriormente al cementado. Estos resultados coinciden con los de Blackman y cols.<sup>135</sup>

En cuanto al valor de la discrepancia marginal, el titanio colado fue el grupo que presentaba unas mayores discrepancias con ambas líneas de terminación, llegando a tener valores ligeramente por encima de los recomendados como clínicamente aceptables en el caso del titanio colado en hombro redondeado postcementado (127.66  $\mu\text{m}$ ). Sin embargo nuestros resultados obtienen discrepancias inferiores a las de otros autores.<sup>134,135</sup>

En el caso del titanio mecanizado, que fue el grupo que menores discrepancias presentaba con ambas líneas de terminación, nuestros resultados difieren de los de Lin y cols <sup>10</sup> que no encuentran diferencias significativas entre el chamfer y el hombro redondeado postcementado.

Los valores de discrepancia marginal con la línea de terminación en chamfer en el presente estudio son muy inferiores a los obtenidos por otros autores. <sup>10,68,123,137,139</sup>

La mayoría de los trabajos revisados sobre el ajuste marginal de las restauraciones de Procera Titanio se refieren a estudios clínicos, encontrando todos los autores consultados que los resultados eran satisfactorios según los criterios de la California Dental Association (CDA). <sup>61,68,71,75,85,88,92,94,147-149</sup>

Aunque realmente no era objeto del presente estudio, en la bibliografía consultada existen discrepancias en los resultados en lo que se refiere a la porcelana de recubrimiento, encontrando muchos de los autores cambios en el color y superficie de las restauraciones así como un elevado riesgo de fractura. <sup>54,71,75,88,93,94,148,149</sup>

Sin embargo otros estudios no encuentran problemas con la porcelana de recubrimiento. <sup>53,61,101</sup>

Así pues, con respecto a los resultados respecto a la porcelana de recubrimiento no existen resultados concluyentes por lo que son necesarios mas estudios longitudinales a largo plazo. Las diferencias parecen mas marcadas cuando se realizan puentes que en restauraciones unitarias, llegando algunos autores a recomendar el sistema solo para coronas individuales. <sup>93</sup> Tal afirmación sin embargo parece excesiva, porque algunos estudios de mas de 5 años han confirmado resultados aceptables para puentes. <sup>54,94</sup> Sin embargo si es cierto que se recomienda ser prudentes y no realizar puentes largos con el sistema Procera Titanio. <sup>94</sup>

Debido a razones técnicas y a las limitaciones del mecanizado, el chamfer es la línea de terminación ideal para el sistema Procera.<sup>137</sup>

En el presente estudio se encuentran diferencias significativas cuando se compara el ajuste del titanio colado y el mecanizado con ambas líneas de terminación. Estos resultados difieren de los obtenidos por Leong y cols,<sup>123</sup> que en un estudio in vitro no encuentran diferencias significativas en el ajuste marginal de las restauraciones de titanio colado (60  $\mu\text{m}$ ) y mecanizado (54  $\mu\text{m}$ ). La línea de terminación empleada era el chamfer.

La fiabilidad de la unidad de lectura del escáner se encontró que era  $\pm 10 \mu\text{m}$ .<sup>75</sup> Andersson y cols,<sup>82</sup> analizan in vitro la fiabilidad de la unidad CAM, encontrando valores entre 3.2-6.5  $\mu\text{m}$  para el proceso de mecanizado y de 5.6-10.4  $\mu\text{m}$  para el proceso de electroerosión, lo que pone de manifiesto la fiabilidad del sistema Procera. Así mismo el ajuste marginal estaba dentro de valores clínicamente aceptables (<100  $\mu\text{m}$ ).

Realmente es muy difícil establecer comparaciones entre el ajuste marginal obtenido en los trabajos publicados, ya que existen discrepancias entre los diferentes estudios debido a diferentes factores como son: la metodología empleada, el sistema de medición, que las restauraciones estén cementadas o no, o que las restauraciones lleven la porcelana de recubrimiento o no.

## **6.4. CEMENTADO**

El cementado debe de proporcionar un completo asentamiento de la restauración sobre el diente preparado sin producir daños ni en el diente ni en la restauración. Sin embargo es bien conocido que la interposición del cemento entre el diente y la restauración puede

producir una discrepancia entre ambos, impidiendo ese correcto asentamiento, siendo muchos los factores implicados y múltiples las técnicas dirigidas a minimizar esa discrepancia.

24,25,95,97,98

El asiento incompleto de las restauraciones depende de varios factores como el diseño de la preparación, el lugar y la cantidad de cemento aplicado, la técnica de cementado, la viscosidad de la mezcla, y el tipo de cemento utilizado.<sup>9,18,96,112</sup>

Desde los primeros estudios realizados por Jorgensen en 1960<sup>100</sup>, muchos son los procedimientos que se han ido desarrollando y abandonando dirigidos a evitar o minimizar el efecto de la presión hidráulica, siendo el método más utilizado en la actualidad para proporcionar un espacio preciso al agente cementante, la aplicación de un espaciador sobre el troquel de trabajo.<sup>8,96,97,150-157</sup>

En el presente trabajo se observó que existía una diferencia significativa de la discrepancia marginal después del cementado con respecto a las mediciones realizadas previamente al mismo en los grupos estudiados. Estos resultados están en acuerdo con los encontrados por otros autores.<sup>43,113,115,130,158-163</sup>

La elección del lugar de aplicación del cemento es un factor muy importante, que influye sobre el sellado marginal. Para el presente estudio y basado en trabajos realizados previamente, se eligió la pincelación sobre las paredes axiales de la preparación.<sup>97,98,102,117,164,165</sup>

La viscosidad del cemento también puede ser una de las causas de discrepancias marginales después del cementado. Los cementos con viscosidad más baja se ha observado que permiten un mejor asentamiento de las restauraciones, que los que tienen una viscosidad mas elevada.<sup>166.</sup>

A pesar de que el cemento mas ampliamente utilizado es el cemento de fosfato de cinc, en este estudio se empleó un cemento de vidrio ionómero debido a sus buenas propiedades. El cemento de vidrio ionómero se vio que permite un mejor asentamiento de las restauraciones que el fosfato de cinc.<sup>167</sup>

Es evidente pues que son muchos los factores que pueden influir sobre el sellado marginal de las restauraciones después del cementado, por lo que será preciso conocerlos y tratar de minimizar los efectos adversos que se pueden producir durante esta fase clínica.

En el presente estudio las discrepancias marginales se encontraban dentro de los límites aceptables clínicamente con excepción de las coronas de titanio colado después del cementado que aunque se acercaban al límite de las 120  $\mu\text{m}$ , lo excedían ligeramente (123  $\mu\text{m}$ ).



# **7. CONCLUSIONES**

## CONCLUSIONES

1. El sellado marginal estaba dentro de los límites aceptados clínicamente, con excepción del titanio colado en chamfer postcementado.
2. El titanio mecanizado demostró ser el grupo con mejores ajustes marginales.
3. El titanio colado fue el grupo que obtuvo las mayores discrepancias marginales.
4. Tanto el chamfer como el hombro redondeado son líneas de terminación idóneas para el titanio colado y el mecanizado.
5. No se puede concluir que exista una línea de terminación idónea en función del material empleado.
6. El cementado incrementa la discrepancia marginal en todos los grupos estudiados.
7. El comportamiento de los seis grupos analizados no fue homogéneo.

## **8. BIBLIOGRAFÍA**

1. Gascón F, Gil J, Fons A, Badal R. Análisis experimental de dos líneas de terminación en restauraciones ceramometálicas. *Avances en Odontoestomatología* 1990; 6: 525-530.
2. Sola MF, Labaig C, Martínez A, M            Estudio comparativo “in vitro” del ajuste marginal de restauraciones ceramometálicas y completas de cerámica. *Soprodent* 1993; 9: 67-70.
3. McLean J, Fraunhofer JA von. The estimation of cement film by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971;131:107-111.
4. Fransson B. Øilo G, Gfeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mat* 1985;1:197-199.
5. Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand* 1993;51:129-134.
6. Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J* 1995;40:17-21.
7. Karlsson S. A clinical evaluation of fixed bridges 10 years following insertion. *J Oral Rehabil* 1986;13:423-432.
8. Suárez MJ, Salido MP, L Lozano JF, Martínez JM. Factores implicados en el sellado marginal de las restauraciones de prótesis fija. *Avances en Odontoestomatología* 1994;10:53-59.
9. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of margin fit. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 405-408.
10. Lin MT, Sy-Muñoz J, Muñoz CA, Goodacre CJ, Naylor WP. The effect of tooth preparation on the fit of Procera copings. *Int J Prosthodont* 1998;11:580-590.
11. Walton JN, Gardiner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent* 1986;56:416-420.
12. Sorensen JA. A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 264-269.
13. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prothet Dent* 1990; 64: 18-24.

14. Koop F, Belser U, Hess D. Márgenes supragingivales invisibles de las coronas. Un estudio in vitro (I). Quintessence (Ed Esp) 1991; 4: 536-543.
15. Donovan T, Cho G. Soft tissue management with metal-ceramic and all-ceramic restorations. J Calif Dent Assoc 1998; 26: 107-112.
16. Ramfjord SP. Periodontal aspects of restorative dentistry. J Oral Rehabil 1974;1:107-126.
17. Newcomb G. The relationship between the location of subgingival crown margins and gingival inflammation. J Periodont 1974; 45: 3-8.
18. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival margins for crowns: A review and discussion. Part II: Discrepancies and configurations. J Prosthet Dent 1990;64:636-642.
19. Reeves W. Restorative margin placement and periodontal health. J Prosthet Dent 1991; 66: 733.
20. Martínez A, Gascón F, Labaig C, Máñez J. Estudio clínico del ajuste marginal en restauraciones prostodóncicas fijas, unitarias y múltiples. Revista Europea de Odontoestomatología 1993; 12: 346-52.
21. Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 2. Modes of failure and influence of various clinical characteristics. Int J Prosthodont 2003;16:177-182.
22. Weyns W, Boever J. Radiographic assessment of the marginal fit of cast restorations. J Prosthet Dent 1984; 51: 485-489.
23. Tjan A, Sarkissian R. Effect of preparation finish on retention and fit of complete crowns. J Prosthet Dent 1986; 56: 283-288.
24. Shillingburg H T, Hobo S, Whitsett L D, Jacobi R, Brackett S. Fundamentos esenciales en prótesis fija. Barcelona. Ed Quintessence 2000.
25. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Prótesis fija. Procedimientos clínicos y de laboratorio. Barcelona. Ed Salvat SA, 1991.
26. Padilla M, Bailey J. Configuración marginal, espaciadores para dados, ajuste de retenedores y coronas y soldaduras. Clínicas Odontológicas de Norteamérica 1992; 3: 763-785

27. Syu J, Byrne G, Laub L, Land MF. Influence of finish-line geometry on the fit of crowns. *Int J Prosthodont* 1993;6:25-30.
28. Salido MP, Suárez MJ, Pradies G, Caruana G. Análisis comparativo del ajuste marginal en coronas cerámicas. *Rev Internacional de Prótesis Estomatológica* 2000;2:225-232.
29. Becker CM, Kaldahl WB. Current theories of crown contour, margin placement and pontic design. *J Prosthet Dent* 1981;45:268-277.
30. Gardiner FM. Margins of complete crowns – literature review. *J Prosthet Dent* 1982;48:396-400.
31. Leon A. The periodontium and restorative procedures ; a critical review. *J Oral Rehabil* 1977;4:105-117.
32. Karlsen K. Gingival reactions to dental restorations. *Acta Odontol Scand* 1970;28:895-904.
33. Richter WA, Ueno H. Relationship of crown margin placement to gingival inflammation. *J Prosthet Dent* 1973;30:156-161.
34. Koth DL. Full crowns restorations and gingival inflammation in a controlled population. *J Prosthet Dent* 1982;48:681-685.
35. Grasso JE, Nalbandian J, Sanford C, Balit H. Effect of restoration quality on periodontal health. *J Prosthet Dent* 1985;53:14-19.
36. L Lozano JF. Estudio comparativo de la precisión del ajuste de un colado según el método de fusión. *Profesión Dental* 1981;17:7-10.
37. Gascón F, Fons A, Peraire M Samsó J. Revisión de la literatura prostodóncica del año 1988. *Acta Estomatológica Valenciana* 1990;1:37-50.
38. Shaerer P, Sato T, Wohlwend A. A comparison of the marginal fit of three cast ceramic crown system. *J Prosthet Dent* 1988;59:534-542.
39. Abbate M, Tjan A, Fox W. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 527-531.
40. Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 26-31.
41. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1994; 2: 585-594.

42. Suárez MJ, López JF, Martínez JM. Evaluación clínica de las restauraciones cerámicas sobre núcleo fibroso. *Estomodeo* 1993; 45: 20-23.
43. White S, Yu Z, Tom J, Sangsurasak S. In vitro marginal adaptation of cast crowns luted with different cements. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 25-32.
44. Suárez MJ, L Lozano JF, de las Casas F. Restauraciones cerámicas con el sistema In-Ceram. *Gaceta Dental* 1998;93:74-80.
45. Giordano R. Dental ceramic restorative systems. *Compendium* 1996; 17: 779-793.
46. The Glossary of Prosthodontic Terms, ed 7. *J Prosthet Dent* 1999;81:50,54,62,86.
47. López Álvarez J L. Técnicas de laboratorio en prótesis fija. Madrid, 1987.
48. American Dental Association Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. Classification system for cast alloys. *J Am Dent Assoc* 1984;109:766, 838-850.
49. Morris H F, Manz M, Stoffer W, Weir D. Casting alloys: the materials and “the clinical effects”. *Adv Dent Res* 1992;6:28-31.
50. Böning K, Walter M. Palladium alloys in prosthodontics: selectes aspects. *Int Dent J* 1990;40:289-297.
51. Muller A W J, Maessen F J M J, Davidson C L. Determination of the corrosion rates of six dental Ni-Cr-Mo alloys in an artificial saliva by chemical analysis of the medium using ICP-AES. *Dent Mater* 1990;6:63-68.
52. Wang R, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. *Quintessence Int* 1996;27:401-408.
53. Milleding P, Haag P, Neroth B, Renz I. Two years of clinical experience with Procera titanium crowns. *Int J Prosthodont* 1998;11:224-23.
54. Walter M, Reppel P, Böning P, Freesmeyer W B. Six-year follow-up of titanium and high-gold porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. *J Oral Rehabil* 1999;26:91-96.
55. Taira M, Moser JB, Greener EH. Studies of Ti alloys for dental castings. *Dent Mat* 1989;5:45-50.
56. Rhoads J E, Rudd K D, Morrow R M. Procedimientos en el laboratorio dental. Tomo II. Prótesis fija. Barcelona: Ed Salvat, 1988.

57. Vallitu P K, Kokonen M. Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium and gold alloy denture clasp. *J Prosthet Dent* 1995;74:412-419.
58. Cañada L, Río J, Holgado F, Martínez J. Estructuras de cromo-cobalto sobre implantes. *Avances de Odontoestomatología* 1997;13:323-327.
59. Suansuwan S, Swain M. Mew approach for evaluating metal-porcelain interfacial bonding. *Int J Prosthodont* 1999;12 :547-552.
60. American Dental Association Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. Revised ANSI/ADA specification no.5 for dental castings alloys. *J Am Dent Assoc* 1989;118:379.
61. Smedberg J-I, Ekenbäck J, Lothigius E, Arvidson K. Two-year follow-up study of Procera-Ceramic fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 1998;11:145-149.
62. Branemark P-I, Zarb G, Albrektsson T. *Tissue-Integrated prostheses: Osseointegration in clinical practice*. Chicago: Quintessence 1985.
63. Parr G R, Gardener L K, Toth R W. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. *Dental materials aspects*. *J Prosthet Dent* 1985;54:414-414.
64. Küpper H, Bachmann K. Titanio puro como metal alternativo en la odontología restaurativa. *Quintessence técnica (ed esp)* 1992; 3: 253-268.
65. Wang R R, Welsch G E, Castro-Cedeno M. Interfacial reactions of cast titanium with mold materials. *Int J Prosthodont* 1998;11:33-43.
66. Núñez M, Martínez J A, Cañada L. Sistemas de colado de titanio. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2000;2:213-219.
67. Yilmaz H, Demirel E, Diçer C, Päßler K, Bek B. Estudio comparativo de técnicas de ensamblaje con titanio colado y dos aleaciones dentales de metales no nobles. *Quintessence técnica (ed esp)* 2000; 11:57-62.
68. Boening K W, Walter M H, Reppel P D. Non-cast Titanium restorations in fixed prosthodontics. *J Oral Rehabil* 1992;19:281-287.
69. Gil F J, Costa S, Cortada M, Giner L, Padrós A. Evolución del potencial natural de corrosión de diferentes metales y aleaciones que se utilizan en odontología. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2001; 3:106-110.



70. Ruiz EF, Pessanha GE, Ruiz S, Arruda 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 :467-472.
71. Walter M, Böning P, Reppel P-D. Clinical performance of machined titanium restorations. *J Dent* 1994;22:346-348.
72. Hamanaka H, Doi H, Yoneyama T, Okuno O. Dental casting of titanium and Ni-Ti by a new casting machine. *J Dent Res* 1987;68:1529-1533.
73. Brauner H. Titanium as dental material. A summary of the current position. *Quintessenz Zahntech* 1992;18:221-238.
74. Koike M, Fujii H. In vitro assessment of corrosive properties of titanium as a biomaterial. *J Oral Rehabil* 2001; 28: 540-548.
75. Andersson M, Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson H. Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. *Acta Odontol Scand* 1989;47:279-286.
76. Shigemura H. Posibilidades y limitaciones del procedimiento de colado centrífugo. La teoría de colado de Morimoto en el banco de pruebas. *Quintessence técnica (ed esp)* 1996;7:199-226.
77. Fischer C. Experiencias con el sistema de colado de titanio Biotan. El camino hacia un exitoso recubrimiento cerámico sobre titanio. *Quintessence técnica (ed esp)* 1997; 8:482-496.
78. Carlucci E H. El final de los tiempos pioneros en el colado del titanio. *Quintessence técnica (ed esp)* 2000;11:106-121.
79. Bessing C, Bergman M. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. *Swed Dent J* 1992;16:109-113.
80. Hamda S, Morgano M, Mark L. Investigation of the effect of three sprue designs on the porosity and the completeness of titanium partial denture frameworks. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 15-21.
81. Dietzschold K. Coronas dobles de titanio y galvánicas; un caso clínico. *Quintessence técnica (ed esp)* 2001;12:348-358.
82. Andersson M, Carlsson L, Persson M. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent* 1996;76:187-193.

83. Gottlander R, Adielsson B, Haag P. Efficient manufacturing, precision fit and biocompatibility in the Procera technique for fabricating dental prostheses. *Quintessence Dent Tech* 1994;17:9-17.
84. Russell MM, Andersson M, Dahlmo K, Razzoog ME, Lang BR. A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1995;26:757-763.
85. Bergman B, Bessing C, Ericsson G, Lundquist P, Nilsson H, Andersson M. 2-year follow-up study of titanium crowns. *Acta Odontol Scand* 1990;48:113-117.
86. Lövgren R, Andersson B, Bergquist S, Carlsson GE, Ekström P-F, Ödman P, et al. Clinical evaluation of ceramic veneered restorations according to the Procera technique. *Swed Dent J* 1997;21:1-10.
87. Lenz E. Prótesis parcial removible colada de titanio. Investigaciones para un manejo adecuado del material. *Quintessence técnica (ed esp)* 1996;7:324-339.
88. Nilson H, Bergman B, Bessing C, Lundquist P, Andersson M. Titanium copings veneered with Procera ceramics: a longitudinal clinical study. *Int J Prosthodont* 1994;7:115-119.
89. Dérand T, HerÖ H. Bond strength of porcelain on cast vs wrought titanium. *Scand J Dent Res* 1992;100:184-188.
90. Gilbert J L, Covey D A, Lautenschlager E P, Bonding characteristics of the titanium porcelain system used by Procera. *Dent Mater* 1994;10:134-140.
91. Persson M, Bergman M. Metal-ceramic bond strength. *Acta Odontol Scand* 1996;54:160-165.
92. Chai J, McGivney G P, Munoz C A, Rubenstein J E. A multicenter longitudinal clinical trial of a new system for restorations. *J Prosthet Dent* 1997;77:1-11.
93. Kaus T, Pröbster L, Weber H. Clinical follow-up study of ceramic veneered titanium restorations –three-year results. *Int J Prosthodont* 1996;9:9-15.
94. Lövgren R, Andersson B, Carlsson GE, Ödman P. Prospective clinical 5-year study of ceramic-veneered titanium restorations with the Procera system. *J Prosthet Dent* 2000;84:514-521.
95. Wilson P R. Crown behaviour during cementation. *J Dent* 1992;20:156-162.

96. Suárez M J, Lozano J F, Salido M P, del Río F. Factores a considerar en el cementado de las restauraciones de prótesis fija. *Revista Europea de Odontoestomatología* 1994;VI:335-340.
97. Salido M P, Suárez M J, Pradíes G, Lozano J F. Influencia del lugar de aplicación del cemento en la retención y el ajuste marginal de las restauraciones de prótesis fija. *Revista Europea de Odontoestomatología* 1997;IX:279-286.
98. Martínez F, Martínez M, Pradíes G, Suárez MJ. Estudio de la distribución de agentes cementantes en prótesis fija. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2001;3:183-188.
99. Rosentiel S, Land M, Crispin B. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998;80:280-301.
100. Jorgensen K D. Structure of the film of zinc phosphate cements. *Acta Odontol Scand* 1960;18:491-501.
101. Grajower R, Lewenstein I, Zelter C. The effective minimum thickness of zinc phosphate cement for luted non-precious crowns. *J Oral Rehabil* 1985;12:235-245.
102. Assif D, Rimer Y, Aviv Y. The flow of zinc phosphate cement under a full-coverage restoration and its effect on marginal adaptation according to the location of cement application. *Quintessence Int* 1987;18:765-774.
103. Fleming G J, Marquis P M, Shortall J. The influence of clinically induced variability on the distribution of compressive fracture strengths of a hand-mixed zinc phosphate dental cement. *Dent Mat* 1999;15:87-97.
104. Wilson A D, Crisp S, Lewis B W, McLean J W. Experimental luting agents based on the glass-ionomer cements. *Br Dent J* 1977;142:117-122.
105. Kyrios D M, Duke E S, Windeler A S. Glass-ionomer cement film thickness and working time. *J Prosthet Dent* 1989;62:533-536.
106. McLean J W. Clinical applications of the glass-ionomer cements. *Oper Dent* 1992;17:184-190.
107. Gorodovsky S, Zidan O. Retentive strength, disintegration and marginal quality of luting cements. *J Prosthet Dent* 1992;68:269-274.
108. Metz J E, Brackett W W. Performance of a glass ionomer luting cement over 8 years in a general practice. *J Prosthet Dent* 1994;71:13-15.

109. White S N, Furnichi R, Kuomen S N. Microleakage through dentin after crown cementation. *J Endod* 1995;21:9-12.
110. Nicholson J W, Croll T P. Glass-ionomer cements in restorative dentistry. *Quintessence Int* 1997;28:705-714.
111. Shortall A C, Fayyad M A, Williams J P. Marginal seal of injection-molded ceramic crowns cemented with three adhesive systems. *J Prosthet Dent* 1989;61:24-27.
112. Tjan A H, Li T. Seating and retention of composite crowns with a new adhesive resin. *J Prosthet Dent* 1992;67:478-483.
113. White S N, Kipnis V. Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations. *J Prosthet Dent* 1993;69:28-31.
114. Christensen G J. The rise of resin for cementing restorations. *J Am Dent Assoc* 1993;124:104-105.
115. White S N, Yu Z, Tom J F, Sangsurasak S. In vivo microleakage of luting cements for cast crowns. *J Prosthet Dent* 1994;71:333-338.
116. Christensen G J. The rise of resin for cementing restorations. *J Am Dent Assoc* 1993;124:104-105.
117. Mitchell C A, Pintado M R, Geary L, Phil M, Douglas W H. Retention of adhesive cement on the tooth surface after crown cementation. *J Prosthet Dent* 1999;81:668-677.
118. López F, Fernández D, Caruana G y cols. El análisis de imagen en mineralogía y mineralotecnía. *Rocas y minerales* 1985;14:36-41.
119. Salido MP. Estudio comparativo del ajuste marginal en coronas cerámicas. Tesis Doctoral. Madrid: UCM, 1999.
120. Gavelis JR, Morency JD, Riley DE, Sozio RB. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosthet Dent* 1981; 45: 138-145.
121. Schwartz I. A review of methods and techniques to improve the fit of cast restorations. *J Prosthet Dent* 1986;56:279-283.
122. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater* 1985;1:197-199.

123. Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. Marginal fit of machined-milled titanium and cast titanium single crowns. *Int J Prosthodont* 1994;7:440-447.
124. Samet N, Resheff B, Gelbard S, Stern N. A CAD/CAM system for the production of metal copings for porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent* 1995;73:457-463.
125. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1991;66:747-753.
126. Molin M, Karlsson S. The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems. A clinical and in vitro study. *Acta Odontol Scand* 1993;51:201-206.
127. Beschnidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different allceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 1999;26:582-593.
128. Eylon D, Froes FH. Titanium casting. Warrendale: The Metallurgical Society of the American Institute of Mining and Metallurgical Engineers, 1984:155-177.
129. Grajower R, Lewinstein I. A mathematical treatise on the fit of crown castings. *J Prosthet Dent* 1983 ;49 :663-673.
130. Ostlund LE. Cavity design and mathematics: their effect on gaps at the margins of cast restorations. *Operative Dent* 1985;10:122-137.
131. Donovan T, Prince J. An analysis of margins configurations for metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1985;53:153.157.
132. Ida K, Tani Y, Tsutsumi S, Togaya T, Nambu T, Suese K, et al. Clinical application of pure titanium crowns. *Dent Mater* 1985;4:191-195.
133. Stoll R, Makris P, Stachniss V. Marginal adaptation of cast partial crowns made of pure titanium and a gold alloy under influence of a manual burnishing technique. *J Oral Rehabil* 2001;28:401-406.
134. Baez R, Blackman R, Barghi N, Tseng E. Marginal fit of pure titanium cast crown copings (Abstract 700). *J Dent Res* 1989;68:269.
135. Blackman R, Baez R, Barghi N. Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. *J Prosthet Dent* 1992;67:435-440.
136. Oruc S, Tulunoglu Ý. Fit of titanium and a base alloy metal-ceramic crown. *J Prosthet Dent* 2000;83:314-318.

137. Karlsson S. The fit of Procera Titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand* 1993;51:129-134.
138. Harris IR, Wickens JL. A comparison of the fit of spark-eroded titanium copings and gold alloy copings. *Int J Prosthodont* 1994;7:348-355.
139. Valderrama S, van Roekel N, Andersson M, Goodacre CJ, Munoz C. A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1995;8:29-37.
140. Low D. New design for dimensional accuracy assessment of crown castings. *Int J Prosthodont* 2003;16:13-18.
141. Byrne G. Influence of finish line form on crown cementation. *Int J Prosthodont* 1992;5:137-144.
142. Wang CJ, Millstein PL, Nathanson D. Effect of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation. *J Prosthet Dent* 1992;67:786-790.
143. Martínez A, Sola MF, Selva E, Fons A. Análisis experimental in vitro del ajuste marginal en restauraciones estéticas. *Avances en Odontoestomatología* 1995;11:369-372.
144. Belser UC, MacEntee MI, Richter WA. Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: A scanning electron microscope study. *J Prosthet Dent* 1995;53:24-29.
145. Piemjai M. Effect of seating force, margin design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns. *Int J Prosthodont* 2001;14:412-416.
146. Suárez MJ, González de Villaumbrosia P, Pradies G, L Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 2003;16 :229-232.
147. Quality Evaluation for Dental Care. Guidelines for the Assessment of Clinical Quality and Professional Performance. Los Ángeles: California Dental Association, 1977.
148. Bergman B, Nilsson H, Andersson M. A longitudinal clinical study of Procera ceramic-veneered titanium copings. *Int J Prosthodont* 1999;12:135-139.

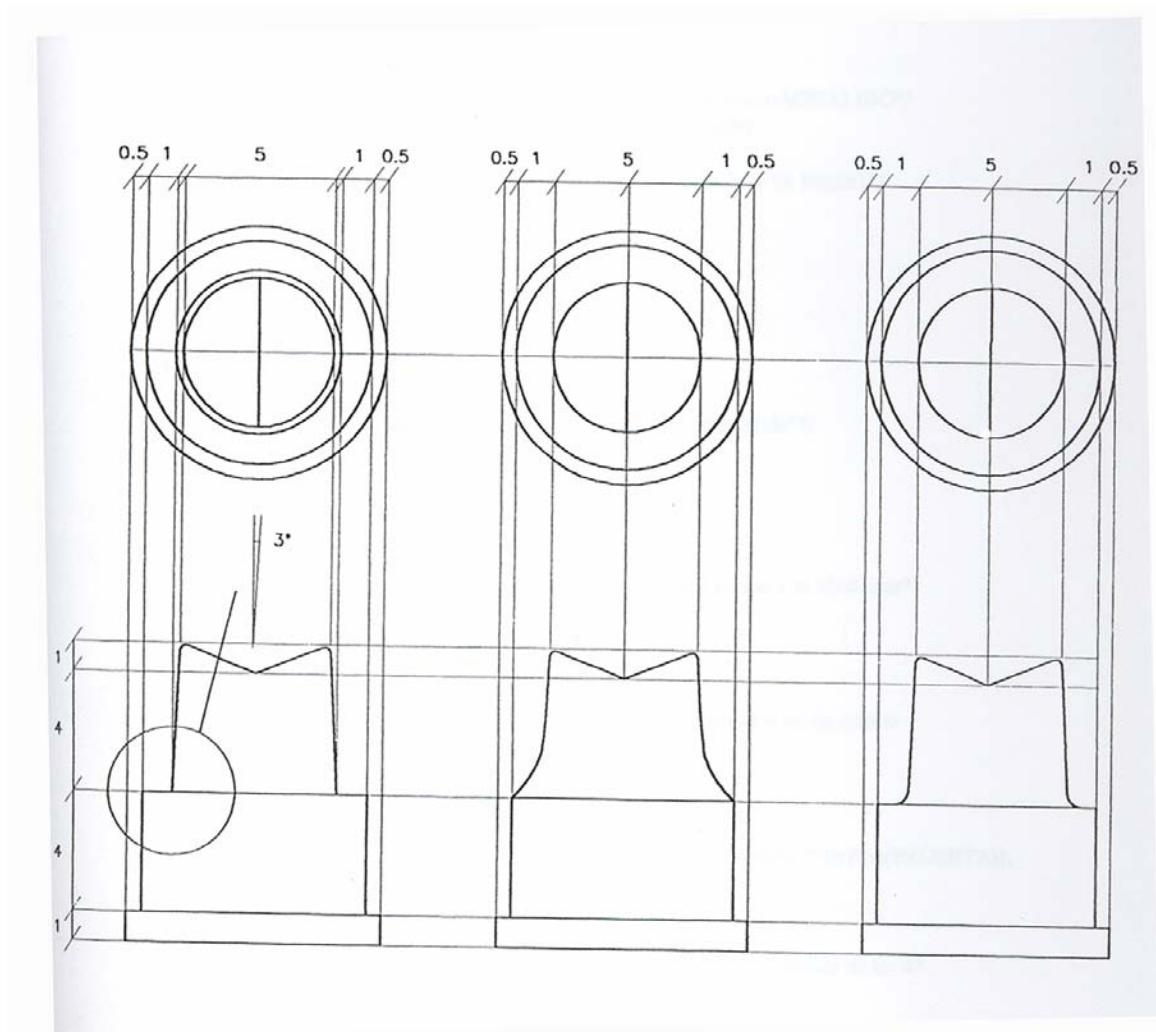
149. Bergman B, Marklund S, Nilson H, Hedlund S. An intraindividual clinical comparison of 2 metal-ceramic systems. *Int J Prosthodont* 1999;12:444-447.
150. Eames W B, O'Neal S J, Monteiro J, Miller C, Roan J D, Cohen K S. Technique to improve the seating of castings. *J Am Dent Assoc* 1978;96:432-437.
151. Campagni W V, Preston J D, Reisbeck M H. Measurement of paint on die spacers for casting relief. *J Prosthet Dent* 1982;47:606-611.
152. Oliva R A, Lowe J A, Ozaki M H. Film thickness measurements of a paint on die spacer. *J Prosthet Dent* 1988;60:180-184.
153. Grajower R, Zuberi Y, Lewinstein I. Improving the fit of crowns with die spacers. *J Prosthet Dent* 1989;61:555-563.
154. Campbell S D. Comparison of conventional paint-on die spacers and those used with the all-ceramic system. *J Prosthet Dent* 1990;63:151-155.
155. Passon C, Lambert R M, Lambert R L, Newman S. The effect of multiple layers of die spacer on crown retention. *Oper Dent* 1992;17:42-49.
156. Carter S M, Wilson P R. The effect of die spacing on crown retention. *Int J Prosthodont* 1996;9:21-29.
157. Emtiaz S, Golstein G. Effect of die spacers on precementation space of complete-coverage restoration. *Int J Prosthodont* 1997;10:131-135.
158. Pascoe DF. An evaluation of the marginal adaptation of extracoronal restorations during cementation. *J Prosthet Dent* 1983;49:657-662.
159. Belser U C, MacEntee M I, Richter W A. Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo. A scanning electron microscopy study. *J Prothet Dent* 1985;53:24-29.
160. White S N, Yu Z. Film thickness of new adhesive luting agents. *J Prosthet Dent* 1992;67:782-785.
161. White S N, Yu Z. The effect of adhesive luting agent-dentin surface interactions on film thickness. *J Prosthet Dent* 1992;68:49-52.
162. White S N, Yu Z. Physical properties of fixed prosthodontic resin composite luting agents. *Int J Prosthodont* 1993;6:384-389.
163. Kern M, Schaller H G, Strub J R. Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. *Int J Prosthodont* 1993;6:585-591.

164. Ishikiriama A, Oliveira JF, Vieira DF, Mondelli J. Influence of some factors on the fit of cemented crowns. *J Prosthet Dent* 1981;45:400-404.
165. Yamashita J, Shiozawa I, Takakuda K, Miyairi H. Deformation of restoration and fracture of luting cement film. *J Dent* 1998;26:459-466.
166. Cook WD. Rheological studies of the setting of water-based cements. *Aust Dent J* 1984;29:44-49.
167. Tuntiprawon M. Effect of tooth surface roughness on marginal seating and retention of complete metal crowns. *J Prosthet Dent* 1999;81:142-147.



## **9. APÉNDICES**

## 9.1. PLANOS PARA LA CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS



## 9.2 PRUEBAS ESTADÍSTICAS

### LI STADO DE DATOS

Obs	muestra	tipo	factor1	factor2	pre	post
1	1	CCC	CC	C	19.330	91.467
2	2	CCC	CC	C	22.673	94.761
3	3	CCC	CC	C	25.531	78.289
4	4	CCC	CC	C	24.708	78.725
5	5	CCC	CC	C	31.199	103.045
6	6	CCC	CC	C	25.144	99.799
7	7	CCC	CC	C	30.521	76.158
8	8	CCC	CC	C	30.868	70.780
9	9	CCC	CC	C	29.843	65.935
10	10	CCC	CC	C	28.874	69.666
11	11	CCH	CC	H	43.069	84.297
12	12	CCH	CC	H	30.860	65.693
13	13	CCH	CC	H	39.581	70.974
14	14	CCH	CC	H	31.926	66.129
15	15	CCH	CC	H	36.480	68.455
16	16	CCH	CC	H	29.794	100.817
17	17	CCH	CC	H	34.978	77.921
18	18	CCH	CC	H	34.881	100.526
19	20	CCH	CC	H	43.602	73.687
20	21	TCC	TC	C	42.490	148.391
21	22	TCC	TC	C	78.144	166.994
22	23	TCC	TC	C	48.446	121.891
23	24	TCC	TC	C	56.973	113.558
24	25	TCC	TC	C	34.203	94.422
25	26	TCC	TC	C	44.910	72.573
26	27	TCC	TC	C	83.473	152.218
27	28	TCC	TC	C	44.571	142.917
28	29	TCC	TC	C	65.984	101.883
29	30	TCC	TC	C	51.353	161.762
30	31	TCH	TC	H	31.151	104.789
31	32	TCH	TC	H	61.866	86.331
32	33	TCH	TC	H	106.727	101.156
33	34	TCH	TC	H	63.416	75.431
34	35	TCH	TC	H	90.449	106.534
35	36	TCH	TC	H	57.554	116.707
36	37	TCH	TC	H	78.725	151.928
37	38	TCH	TC	H	90.159	143.595
38	39	TCH	TC	H	47.235	125.718
39	40	TCH	TC	H	41.228	179.591
40	41	TMC	TM	C	1.405	29.552
41	42	TMC	TM	C	21.398	25.483
42	43	TMC	TM	C	18.749	20.396
43	44	TMC	TM	C	24.182	19.766
44	45	TMC	TM	C	11.676	32.750
45	46	TMC	TM	C	10.028	22.964
46	47	TMC	TM	C	15.454	29.407
47	48	TMC	TM	C	9.544	30.327
48	49	TMC	TM	C	12.984	28.099
49	50	TMC	TM	C	15.745	41.567
50	51	TMH	TM	H	15.794	69.230
51	52	TMH	TM	H	14.437	46.508
52	53	TMH	TM	H	14.728	77.950
53	54	TMH	TM	H	8.3328	76.1092
54	56	TMH	TM	H	19.4754	41.1309
55	57	TMH	TM	H	7.5092	66.6622
56	58	TMH	TM	H	9.0110	58.3294
57	59	TMH	TM	H	9.8831	67.4857
58	60	TMH	TM	H	9.0110	17.8767

LI STADO DE DATOS

----- tipo=CCC -----

The UNIVARIATE Procedure  
Variable: pre (pre)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	26.8691489	Sum Observations	268.691489
Std Deviation	4.01153564	Variance	16.0924182
Skewness	-0.6277815	Kurtosis	-0.5853791
Uncorrected SS	7364.3434	Corrected SS	144.831763
Coeff Variation	14.9298947	Std Error Mean	1.26855895

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	26.86915	Std Deviation	4.01154
Median	27.20262	Variance	16.09242
Mode	.	Range	11.86935
		Interquartile Range	5.81356

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 21.18084	Pr >  t	<.0001
Sign	M 5	Pr >=  M	0.0020
Signed Rank	S 27.5	Pr >=  S	0.0020

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.907244	Pr < W	0.2626
Kolmogorov-Smirnov	D 0.191383	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.065041	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.405196	Pr > A-Sq	>0.2500

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
100% Max	31.1994
99%	31.1994
95%	31.1994
90%	31.0339
75% Q3	30.5212
50% Median	27.2026

LISTADO DE DATOS

----- tipo=CCC -----

The UNIVARIATE Procedure  
Variable: pre (pre)

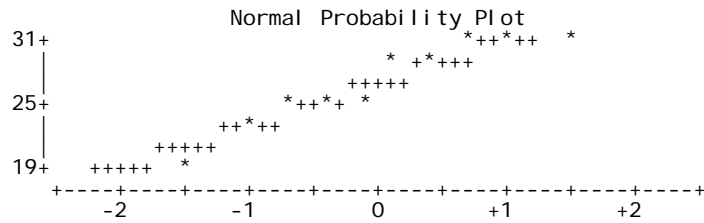
Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
25% Q1	24.7076
10%	21.0015
5%	19.3301
1%	19.3301
0% Min	19.3301

Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
19.3301	1	28.8740	10
22.6729	2	29.8429	9
24.7076	4	30.5212	7
25.1436	6	30.8685	8
25.5312	3	31.1994	5

Stem	Leaf	#	Boxplot
30	592	3	+-----+
28	98	2	-----
26			*-----*
24	715	3	+-----+
22	7	1	
20			
18	3	1	



LISTADO DE DATOS

----- tipo=CCC -----

--

The UNIVARIATE Procedure  
Variable: post (post)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	82.8626149	Sum Observations	828.626149
Std Deviation	13.3310938	Variance	177.718063
Skewness	0.35297074	Kurtosis	-1.5044548
Uncorrected SS	70261.5921	Corrected SS	1599.46256
Coeff Variaton	16.0881887	Std Error Mean	4.21566202

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	82.86261	Std Deviation	13.33109
Median	78.50729	Variance	177.71806
Mode	.	Range	37.10991
		Interquartile Range	23.98094

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----
Student's t	t 19.6559	Pr >  t  <.0001
Sign	M 5	Pr >=  M  0.0020
Signed Rank	S 27.5	Pr >=  S  0.0020

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----
Shapiro-Wilk	W 0.914297	Pr < W 0.3118
Kolmogorov-Smirnov	D 0.221853	Pr > D >0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.06902	Pr > W-Sq >0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.391985	Pr > A-Sq >0.2500

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
100% Max	103.0454
99%	103.0454
95%	103.0454
90%	101.4224
75% Q3	94.7610
50% Median	78.5073

LISTADO DE DATOS

----- tipo=CCC -----

The UNIVARIATE Procedure  
Variable: post (post)

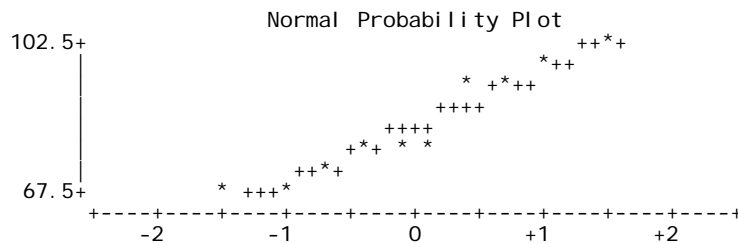
Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
25% Q1	70.7801
10%	67.8007
5%	65.9355
1%	65.9355
0% Min	65.9355

Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
65.9355	9	78.7253	4
69.6658	10	91.4667	1
70.7801	8	94.7610	2
76.1576	7	99.7994	6
78.2893	3	103.0454	5

Stem Leaf	#	Boxplot
10 03	2	
9 5	1	
9 1	1	
8		
8		
7 689	3	
7 01	2	
6 6	1	
-----+-----+-----+-----+		
Multiply Stem. Leaf by 10**+1		



LI STADO DE DATOS

----- tipo=CCH -----

The UNIVARIATE Procedure  
Variable: pre (pre)

Moments

N	9	Sum Weights	9
Mean	36.1301974	Sum Observations	325.171777
Std Deviation	5.0555289	Variance	25.558615
Skewness	0.39030591	Kurtosis	-1.1783321
Uncorrected SS	11952.9894	Corrected SS	204.46892
Coeff Variation	13.9925969	Std Error Mean	1.6851843

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	36.13020	Std Deviation	5.05555
Median	34.97825	Variance	25.55862
Mode	.	Range	13.80720
		Interquartile Range	7.65452

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 21.43991	Pr >  t	<.0001
Sign	M 4.5	Pr >=  M	0.0039
Signed Rank	S 22.5	Pr >=  S	0.0039

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.925418	Pr < W	0.4390
Kolmogorov-Smirnov	D 0.145677	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.040732	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.287555	Pr > A-Sq	>0.2500

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
100% Max	43.6017
99%	43.6017
95%	43.6017
90%	43.6017
75% Q3	39.5807
50% Median	34.9783



LISTADO DE DATOS

----- tipo=CCH -----

--

The UNIVARIATE Procedure  
Variable: pre (pre)

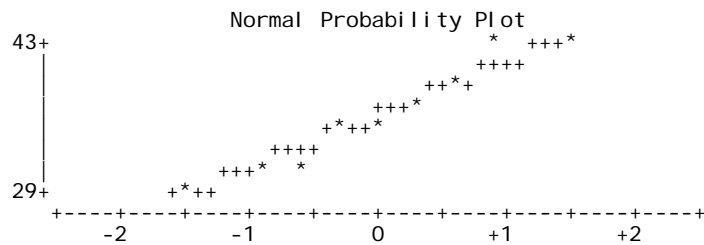
Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
25% Q1	31.9261
10%	29.7945
5%	29.7945
1%	29.7945
0% Min	29.7945

Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
29.7945	6	34.9783	7
30.8603	2	36.4801	5
31.9261	4	39.5807	3
34.8814	8	43.0688	1
34.9783	7	43.6017	9

Stem	Leaf	#	Boxplot
42	16	2	
40			
38	6	1	
36	5	1	
34	90	2	
32			
30	99	2	
28	8	1	



LI STADO DE DATOS

----- tipo=CCH -----

The UNIVARIATE Procedure  
Variable: post (post)

Moments

N	9	Sum Weights	9
Mean	78.7220818	Sum Observations	708.498736
Std Deviation	13.7588686	Variance	189.306464
Skewness	0.95276188	Kurtosis	-0.5754323
Uncorrected SS	57288.9472	Corrected SS	1514.45171
Coeff Variation	17.4777753	Std Error Mean	4.58628952

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	78.72208	Std Deviation	13.75887
Median	73.68687	Variance	189.30646
Mode	.	Range	35.12361
		Interquartile Range	15.84196

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 17.16466	Pr >  t	<.0001
Sign	M 4.5	Pr >=  M	0.0039
Signed Rank	S 22.5	Pr >=  S	0.0039

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.838277	Pr < W	0.0553
Kolmogorov-Smirnov	D 0.198359	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.090691	Pr > W-Sq	0.1318
Anderson-Darling	A-Sq 0.599483	Pr > A-Sq	0.0855

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
100% Max	100.8168
99%	100.8168
95%	100.8168
90%	100.8168
75% Q3	84.2966
50% Median	73.6869

LISTADO DE DATOS

----- tipo=CCH -----  
 --

The UNIVARIATE Procedure  
 Variable: post (post)

Quantiles (Definition 5)

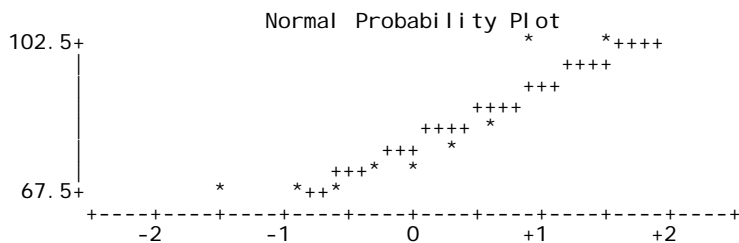
Quantile	Estimate
25% Q1	68.4547
10%	65.6932
5%	65.6932
1%	65.6932
0% Min	65.6932

Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
65.6932	2	73.6869	9
66.1292	4	77.9212	7
68.4547	5	84.2966	1
70.9739	3	100.5262	8
73.6869	9	100.8168	6

Stem Leaf	#	Boxplot
10 11	2	
9		
9		
8		
8 4	1	
7 8	1	
7 14	2	
6 668	3	

-----+-----+-----+-----+  
 Multiply Stem. Leaf by 10\*\*+1



LISTADO DE DATOS

----- tipo=TCC -----  
 --

The UNIVARIATE Procedure  
 Variable: pre (pre)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	55.0546986	Sum Observations	550.546986
Std Deviation	16.0786325	Variance	258.522422
Skewness	0.76807616	Kurtosis	-0.4550177
Uncorrected SS	32636.9002	Corrected SS	2326.7018
Coeff Variation	29.2048324	Std Error Mean	5.08451002

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	55.05470	Std Deviation	16.07863
Median	49.89972	Variance	258.52242
Mode	.	Range	49.26994
		Interquartile Range	21.41326

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 10.82793	Pr >  t	<.0001
Sign	M 5	Pr >=  M	0.0020
Signed Rank	S 27.5	Pr >=  S	0.0020

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.916714	Pr < W	0.3304
Kolmogorov-Smirnov	D 0.191039	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.07061	Pr > W-Sq	0.2492
Anderson-Darling	A-Sq 0.413622	Pr > A-Sq	>0.2500

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
100% Max	83.4731
99%	83.4731
95%	83.4731
90%	80.8085
75% Q3	65.9839
50% Median	49.8997

LISTADO DE DATOS

----- tipo=TCC -----

--

The UNIVARIATE Procedure  
Variable: pre (pre)

Quantiles (Definition 5)

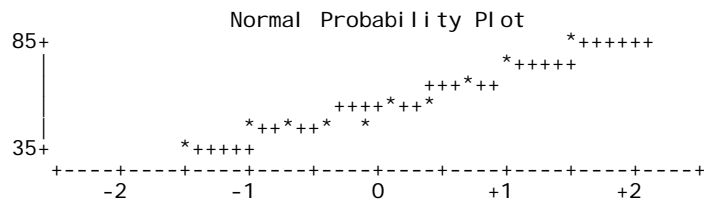
Quantile	Estimate
25% Q1	44.5706
10%	38.3467
5%	34.2031
1%	34.2031
0% Min	34.2031

Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
34.2031	5	51.3531	10
42.4903	1	56.9729	4
44.5706	8	65.9839	9
44.9097	6	78.1439	2
48.4463	3	83.4731	7

Stem	Leaf	#	Boxplot
8	3	1	
7	8	1	
6	6	1	
5	17	2	
4	2558	4	
3	4	1	

-----+-----+-----+-----+  
Multiply Stem. Leaf by 10\*\*+1



LI STADO DE DATOS

----- tipo=TCC -----

--

The UNIVARIATE Procedure  
Variable: post (post)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	127.660925	Sum Observations	1276.60925
Std Deviation	31.6435572	Variance	1001.31472
Skewness	-0.4218984	Kurtosis	-1.0172664
Uncorrected SS	171984.95	Corrected SS	9011.83244
Coeff Variation	24.7871909	Std Error Mean	10.0065714

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	127.6609	Std Deviation	31.64356
Median	132.4038	Variance	1001
Mode	.	Range	94.42190
		Interquartile Range	50.33574

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 12.75771	Pr >  t	<.0001
Sign	M 5	Pr >=  M	0.0020
Signed Rank	S 27.5	Pr >=  S	0.0020

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.943986	Pr < W	0.5982
Kolmogorov-Smirnov	D 0.185137	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.04257	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.263785	Pr > A-Sq	>0.2500

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
100% Max	166.9945
99%	166.9945
95%	166.9945
90%	164.3784
75% Q3	152.2184
50% Median	132.4038

LISTADO DE DATOS

----- tipo=TCC -----  
 --

The UNIVARIATE Procedure  
 Variable: post (post)

Quantiles (Definition 5)

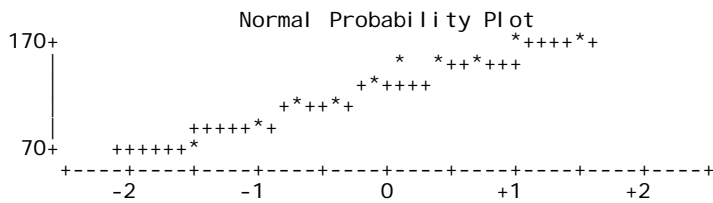
Quantile	Estimate
25% Q1	101.8826
10%	83.4972
5%	72.5726
1%	72.5726
0% Min	72.5726

Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
72.5726	6	142.917	8
94.4219	5	148.391	1
101.8826	9	152.218	7
113.5582	4	161.762	10
121.8910	3	166.994	2

Stem	Leaf	#	Boxplot
16	27	2	
14	382	3	+-----+
12	2	1	*-----*
10	24	2	+-----+
8	4	1	
6	3	1	

-----+-----+-----+  
 Multiply Stem. Leaf by 10\*\*+1



LISTADO DE DATOS

----- tipo=TCH -----

The UNIVARIATE Procedure  
Variable: pre (pre)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	66.8510919	Sum Observations	668.510919
Std Deviation	24.1985652	Variance	585.570556
Skewness	0.19648391	Kurtosis	-0.9242716
Uncorrected SS	49960.8199	Corrected SS	5270.135
Coeff Variation	36.1977112	Std Error Mean	7.6522582

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	66.85109	Std Deviation	24.19857
Median	62.64111	Variance	585.57056
Mode	.	Range	75.57627
		Interquartile Range	42.92343

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 8.736126	Pr >  t	<.0001
Sign	M 5	Pr >=  M	0.0020
Signed Rank	S 27.5	Pr >=  S	0.0020

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.967708	Pr < W	0.8688
Kolmogorov-Smirnov	D 0.156438	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.031233	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.194737	Pr > A-Sq	>0.2500

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
100% Max	106.7273
99%	106.7273
95%	106.7273
90%	98.5883
75% Q3	90.1586
50% Median	62.6411



LI STADO DE DATOS

----- tipo=TCH -----

The UNIVARIATE Procedure  
Variable: pre (pre)

Quantiles (Definition 5)

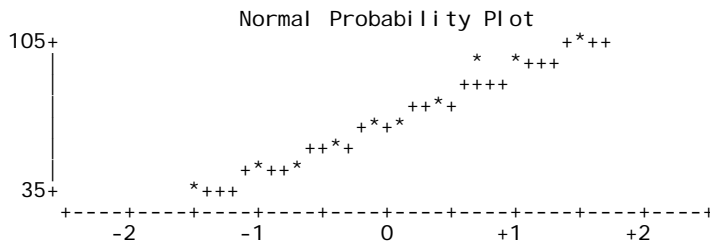
Quantile	Estimate
25% Q1	47.2352
10%	36.1894
5%	31.1510
1%	31.1510
0% Min	31.1510

Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
31.1510	1	63.4162	4
41.2278	10	78.7253	7
47.2352	9	90.1586	8
57.5542	6	90.4493	5
61.8660	2	106.7273	3

Stem Leaf	#	Boxplot
10 7	1	
9 00	2	
8		
7 9	1	
6 23	2	
5 8	1	
4 17	2	
3 1	1	

-----+-----+-----+-----+  
Multiply Stem Leaf by 10\*\*+1



LISTADO DE DATOS

----- tipo=TCH -----  
 --

The UNIVARIATE Procedure  
 Variable: post (post)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	119.17797	Sum Observations	1191.7797
Std Deviation	31.7134657	Variance	1005.7439
Skewness	0.61144823	Kurtosis	-0.0609523
Uncorrected SS	151085.579	Corrected SS	9051.69514
Coeff Variaton	26.6101745	Std Error Mean	10.0286784

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	119.1780	Std Deviation	31.71347
Median	111.6204	Variance	1006
Mode	.	Range	104.15960
		Interquartile Range	42.43892

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----
Student's t	t 11.88372	Pr >  t  <.0001
Sign	M 5	Pr >=  M  0.0020
Signed Rank	S 27.5	Pr >=  S  0.0020

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----
Shapiro-Wilk	W 0.963988	Pr < W 0.8302
Kolmogorov-Smirnov	D 0.154946	Pr > D >0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.034901	Pr > W-Sq >0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.214262	Pr > A-Sq >0.2500

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
100% Max	179.5905
99%	179.5905
95%	179.5905
90%	165.7591
75% Q3	143.5949
50% Median	111.6204

LISTADO DE DATOS

----- tipo=TCH -----  
 --

The UNIVARIATE Procedure  
 Variable: post (post)

Quantiles (Definition 5)

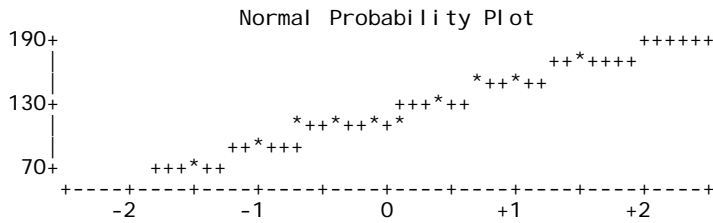
Quantile	Estimate
25% Q1	101.1560
10%	80.8811
5%	75.4309
1%	75.4309
0% Min	75.4309

Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
75.4309	4	116.707	6
86.3313	2	125.718	9
101.1560	3	143.595	8
104.7894	1	151.928	7
106.5335	5	179.591	10

Stem Leaf	#	Boxplot
18 0	1	
16	2	
14 42	1	
12 6	4	
10 1577	1	
8 6	1	

-----+-----  
 Multiply Stem. Leaf by 10\*\*+1



LI STADO DE DATOS

----- tipo=TMC -----

The UNIVARIATE Procedure  
Variable: pre (pre)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	14.116487	Sum Observations	141.16487
Std Deviation	6.55478519	Variance	42.9652088
Skewness	-0.3559795	Kurtosis	0.43849312
Uncorrected SS	2379.43892	Corrected SS	386.686879
Coeff Variaton	46.433544	Std Error Mean	2.07280508

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	14.11649	Std Deviation	6.55479
Median	14.21900	Variance	42.96521
Mode	.	Range	22.77751
		Interquartile Range	8.72033

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----
Student's t	t 6.81033	Pr >  t  <.0001
Sign	M 5	Pr >=  M  0.0020
Signed Rank	S 27.5	Pr >=  S  0.0020

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----
Shapiro-Wilk	W 0.97684	Pr < W 0.9460
Kolmogorov-Smirnov	D 0.142716	Pr > D >0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.022311	Pr > W-Sq >0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.169937	Pr > A-Sq >0.2500

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
100% Max	24.18246
99%	24.18246
95%	24.18246
90%	22.79013
75% Q3	18.74873
50% Median	14.21900

LISTADO DE DATOS

----- tipo=TMC -----

The UNIVARIATE Procedure  
 Variable: pre (pre)  
 Quantiles (Definition 5)

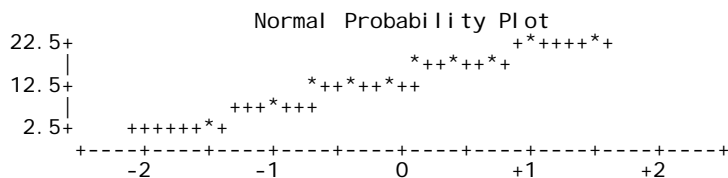
Quantile	Estimate
25% Q1	10.02839
10%	5.47444
5%	1.40494
1%	1.40494
0% Min	1.40494

Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
1.40494	1	15.4544	7
9.54393	8	15.7451	10
10.02839	6	18.7487	3
11.67557	5	21.3978	2
12.98362	9	24.1825	4

Stem	Leaf	#	Boxplot
2	14	2	
1	569	3	
1	0023	4	
0			
0	1	1	

-----+-----+-----+-----+  
 Multiply Stem. Leaf by 10\*\*+1



LISTADO DE DATOS

----- tipo=TMC -----

--

The UNIVARIATE Procedure  
Variable: post (post)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	28.0310485	Sum Observations	280.310485
Std Deviation	6.44419846	Variance	41.5276938
Skewness	0.75098805	Kurtosis	1.08601641
Uncorrected SS	8231.14604	Corrected SS	373.749244
Coeff Variation	22.989502	Std Error Mean	2.03783448

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	28.03105	Std Deviation	6.44420
Median	28.75290	Variance	41.52769
Mode	.	Range	21.80084
		Interquartile Range	7.36384

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 13.75531	Pr >  t	<.0001
Sign	M 5	Pr >=  M	0.0020
Signed Rank	S 27.5	Pr >=  S	0.0020

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.935834	Pr < W	0.5077
Kolmogorov-Smirnov	D 0.160791	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.040398	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.293618	Pr > A-Sq	>0.2500

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
100% Max	41.5669
99%	41.5669
95%	41.5669
90%	37.1583
75% Q3	30.3274
50% Median	28.7529

LI STADO DE DATOS

----- tipo=TMC -----  
 --

The UNIVARIATE Procedure  
 Variable: post (post)

Quantiles (Definition 5)

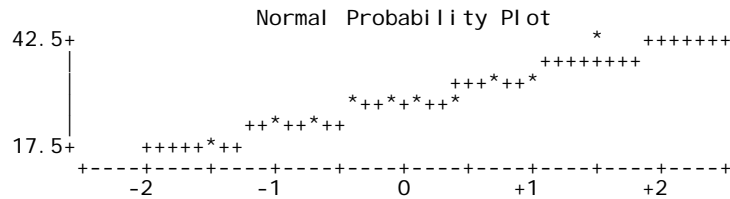
Quantile	Estimate
25% Q1	22.9636
10%	20.0810
5%	19.7661
1%	19.7661
0% Min	19.7661

Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
19.7661	4	29.4069	7
20.3959	3	29.5523	1
22.9636	6	30.3274	8
25.4828	2	32.7497	5
28.0989	9	41.5669	10

Stem	Leaf	#	Boxplot
4	2	1	0
3			
3	003	3	+-----+
2	589	3	*--+-*
2	003	3	+-----+
1			

-----+-----+-----+-----+  
 Multiply Stem. Leaf by 10\*\*+1



LISTADO DE DATOS

----- tipo=TMH -----

--

The UNIVARIATE Procedure  
Variable: pre (pre)

Moments

N	9	Sum Weights	9
Mean	12.0200737	Sum Observations	108.180663
Std Deviation	4.17752726	Variance	17.451734
Skewness	0.65231693	Kurtosis	-0.90951
Uncorrected SS	1439.95342	Corrected SS	139.613872
Coeff Variation	34.7545894	Std Error Mean	1.39250909

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	12.02007	Std Deviation	4.17753
Median	9.88306	Variance	17.45173
Mode	.	Range	11.96625
		Interquartile Range	5.71667

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 8.631954	Pr >  t	<.0001
Sign	M 4.5	Pr >=  M	0.0039
Signed Rank	S 22.5	Pr >=  S	0.0039

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.884479	Pr < W	0.1749
Kolmogorov-Smirnov	D 0.251073	Pr > D	0.0981
Cramer-von Mises	W-Sq 0.092901	Pr > W-Sq	0.1228
Anderson-Darling	A-Sq 0.517923	Pr > A-Sq	0.1397

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
100% Max	19.47543
99%	19.47543
95%	19.47543
90%	19.47543
75% Q3	14.72769
50% Median	9.88306



LISTADO DE DATOS

----- tipo=TMH -----

The UNIVARIATE Procedure  
Variable: pre (pre)

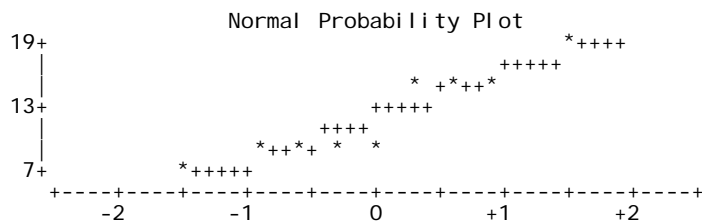
Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
25% Q1	9.01102
10%	7.50918
5%	7.50918
1%	7.50918
0% Min	7.50918

Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
7.50918	6	9.88306	8
8.33277	4	14.43701	2
9.01102	9	14.72769	3
9.01102	7	15.79350	1
9.88306	8	19.47543	5

Stem Leaf	#	Boxplot
18 5	1	
16		
14 478	3	
12		
10		
8 3009	4	
6 5	1	



LISTADO DE DATOS

----- tipo=TMH -----

The UNIVARIATE Procedure  
Variable: post (post)

Moments

N	9	Sum Weights	9
Mean	57.9202809	Sum Observations	521.282528
Std Deviation	19.5052012	Variance	380.452875
Skewness	-1.1561691	Kurtosis	0.92207738
Uncorrected SS	33236.4535	Corrected SS	3043.623
Coeff Variation	33.6759438	Std Error Mean	6.50173374

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	57.92028	Std Deviation	19.50520
Median	66.66216	Variance	380.45287
Mode	.	Range	60.07344
		Interquartile Range	22.72133

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 8.908436	Pr >  t	<.0001
Sign	M 4.5	Pr >=  M	0.0039
Signed Rank	S 22.5	Pr >=  S	0.0039

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.891128	Pr < W	0.2049
Kolmogorov-Smirnov	D 0.228545	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.070868	Pr > W-Sq	0.2453
Anderson-Darling	A-Sq 0.436068	Pr > A-Sq	0.2340

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
100% Max	77.9501
99%	77.9501
95%	77.9501
90%	77.9501
75% Q3	69.2298
50% Median	66.6622

LISTADO DE DATOS

----- tipo=TMH -----

The UNIVARIATE Procedure  
Variable: post (post)

Quantiles (Definition 5)

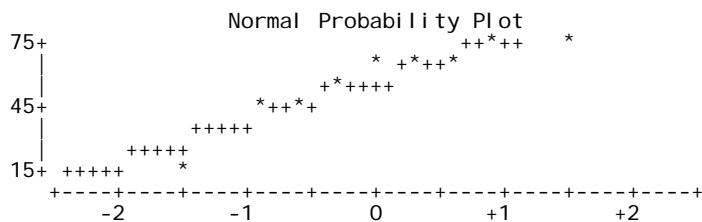
Quantile	Estimate
25% Q1	46.5085
10%	17.8767
5%	17.8767
1%	17.8767
0% Min	17.8767

Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs
17.8767	9	66.6622	6
41.1309	5	67.4857	8
46.5085	2	69.2298	1
58.3294	7	76.1092	4
66.6622	6	77.9501	3

Stem Leaf	#	Boxplot
7 68	2	
6 779	3	+-----+
5 8	1	+
4 17	2	+-----+
3		
2		
1 8	1	

Multiply Stem. Leaf by 10\*\*+1



The SAS System  
The MEANS Procedure

factor1	Obs	Variable	Label	N	Mean	Std Dev	Minimum	Maximum
CC	19	pre	pre	19	31.2559614	6.4788781	19.3300892	43.6016925
		post	post	19	80.9013098	13.3231686	65.6932225	103.0453725
TC	20	pre	pre	20	60.9528953	20.8914630	31.1509933	106.7272625
		post	post	20	123.4194473	31.1391869	72.5725925	179.5905317
TM	19	pre	pre	19	13.1234491	5.5132110	1.4049433	24.1824563
		post	post	19	42.1891060	20.6143248	17.8766950	77.9501300

The SAS System

The GLM Procedure  
Class Level Information

Class	Levels	Values
factor1	3	CC TC TM

Number of observations 58

The SAS System

The GLM Procedure

Dependent Variable: pre pre

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	2	22812.52953	11406.26476	65.38	<.0001
Error	55	9595.29572	174.45992		
Corrected Total	57	32407.82524			

R-Square      Coeff Var      Root MSE      pre Mean  
 0.703920      37.14762      13.20833      35.55632

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
factor1	2	22812.52953	11406.26476	65.38	<.0001

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
factor1	2	22812.52953	11406.26476	65.38	<.0001

The SAS System

The GLM Procedure

Dependent Variable: post post

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	2	64402.55303	32201.27652	60.51	<.0001
Error	55	29267.55995	532.13745		
Corrected Total	57	93670.11299			

R-Square      Coeff Var      Root MSE      post Mean  
 0.687546      27.83275      23.06810      82.88115

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
factor1	2	64402.55303	32201.27652	60.51	<.0001

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
factor1	2	64402.55303	32201.27652	60.51	<.0001

The SAS System  
 The GLM Procedure  
 Repeated Measures Analysis of Variance  
 Repeated Measures Level Information  
 Dependent Variable           pre       post  
 Level of momento               1       2

Manova Test Criteria and Exact F Statistics for the Hypothesis of no momento Effect  
 H = Type III SSCP Matrix for momento  
 E = Error SSCP Matrix

S=1   M=-0.5   N=26.5

Statistic	Value	F Value	Num DF	Den DF	Pr > F
Wilks' Lambda	0.23499841	179.04	1	55	<.0001
Pillai's Trace	0.76500159	179.04	1	55	<.0001
Hotelling-Lawley Trace	3.25534798	179.04	1	55	<.0001
Roy's Greatest Root	3.25534798	179.04	1	55	<.0001

Manova Test Criteria and Exact F Statistics for the Hypothesis of no momento\*factor1 Effect

H = Type III SSCP Matrix for momento\*factor1  
 E = Error SSCP Matrix

S=1   M=0   N=26.5

Statistic	Value	F Value	Num DF	Den DF	Pr > F
Wilks' Lambda	0.78154555	7.69	2	55	0.0011
Pillai's Trace	0.21845445	7.69	2	55	0.0011
Hotelling-Lawley Trace	0.27951596	7.69	2	55	0.0011
Roy's Greatest Root	0.27951596	7.69	2	55	0.0011

The SAS System  
 The GLM Procedure  
 Repeated Measures Analysis of Variance  
 Tests of Hypotheses for Between Subjects Effects

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
factor1	2	81703.93411	40851.96705	117.35	<.0001
Error	55	19146.09811	348.11087		

The SAS System  
 The GLM Procedure  
 Repeated Measures Analysis of Variance  
 Univariate Tests of Hypotheses for Within Subject Effects

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
momento	1	64184.90695	64184.90695	179.04	<.0001
momento*factor1	2	5511.14845	2755.57423	7.69	0.0011
Error(momento)	55	19716.75756	358.48650		

The SAS System

The GLM Procedure

Duncan's Multiple Range Test for pre

NOTE: This test controls the Type I comparisonwise error rate, not the experimentwise error rate.

Alpha 0.05  
Error Degrees of Freedom 55  
Error Mean Square 174.4599  
Harmonic Mean of Cell Sizes 19.32203

NOTE: Cell sizes are not equal.

Number of Means 2 3  
Critical Range 8.516 8.958

Means with the same letter are not significantly different.

Duncan Grouping	Mean	N	factor1
A	60.953	20	TC
B	31.256	19	CC
C	13.123	19	TM

The SAS System

The GLM Procedure

Duncan's Multiple Range Test for post

NOTE: This test controls the Type I comparisonwise error rate, not the experimentwise error rate.

Alpha 0.05  
Error Degrees of Freedom 55  
Error Mean Square 532.1375  
Harmonic Mean of Cell Sizes 19.32203

NOTE: Cell sizes are not equal.

Number of Means 2 3  
Critical Range 14.87 15.65

Means with the same letter are not significantly different.

Duncan Grouping	Mean	N	factor1
A	123.419	20	TC
B	80.901	19	CC
C	42.189	19	TM



GRAFICO DE INTERACCION PARA DESV. PROMEDIO

MOMENTO vs. FACTOR1

The MEANS Procedure

factor2	Obs	Variable	Label	N	Mean	Std Dev	Minimum	Maximum
C	30	pre	pre	30	32.0134448	20.0300318	1.4049433	83.4730500
		post	post	30	79.5181961	45.7818601	19.7661083	166.9944883
H	28	pre	pre	28	39.3522628	27.2117528	7.5091817	106.7272625
		post	post	28	86.4843200	34.5253139	17.8766950	179.5905317

GRAFICO DE INTERACCION PARA DESV. PROMEDIO

MOMENTO vs. FACTOR1

The ANOVA Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
factor2	2	C H

Number of observations 58

GRAFICO DE INTERACCION PARA DESV. PROMEDIO  
MOMENTO vs. FACTOR1  
The ANOVA Procedure

Dependent Variable: pre pre

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	1	780.01603	780.01603	1.38	0.2449
Error	56	31627.80921	564.78231		
Corrected Total	57	32407.82524			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	pre Mean
0.024069	66.83804	23.76515	35.55632

Source	DF	Anova SS	Mean Square	F Value	Pr > F
factor2	1	780.0160298	780.0160298	1.38	0.2449

GRAFICO DE INTERACCION PARA DESV. PROMEDIO  
MOMENTO vs. FACTOR1  
The ANOVA Procedure

Dependent Variable: post post

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	1	702.80312	702.80312	0.42	0.5179
Error	56	92967.30987	1660.13053		
Corrected Total	57	93670.11299			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	post Mean
0.007503	49.16039	40.74470	82.88115

Source	DF	Anova SS	Mean Square	F Value	Pr > F
factor2	1	702.8031162	702.8031162	0.42	0.5179

GRAFICO DE INTERACCION PARA DESV. PROMEDIO

MOMENTO vs. FACTOR1

The ANOVA Procedure  
Repeated Measures Analysis of Variance

Repeated Measures Level Information

Dependent Variable	pre	post
Level of momento	1	2

Manova Test Criteria and Exact F Statistics for the Hypothesis of no momento Effect

H = Anova SSCP Matrix for momento  
E = Error SSCP Matrix

S=1 M=-0.5 N=27

Statistic	Value	F Value	Num DF	Den DF	Pr > F
Wilks' Lambda	0.27975043	144.18	1	56	<.0001
Pillai's Trace	0.72024957	144.18	1	56	<.0001
Hotelling-Lawley Trace	2.57461464	144.18	1	56	<.0001
Roy's Greatest Root	2.57461464	144.18	1	56	<.0001

Manova Test Criteria and Exact F Statistics for the Hypothesis of no momento\*factor2 Effect

H = Anova SSCP Matrix for momento\*factor2  
E = Error SSCP Matrix

S=1 M=-0.5 N=27

Statistic	Value	F Value	Num DF	Den DF	Pr > F
Wilks' Lambda	0.99996013	0.00	1	56	0.9625
Pillai's Trace	0.00003987	0.00	1	56	0.9625
Hotelling-Lawley Trace	0.00003987	0.00	1	56	0.9625
Roy's Greatest Root	0.00003987	0.00	1	56	0.9625

GRAFICO DE INTERACCION PARA DESV. PROMEDIO

MOMENTO vs. FACTOR1

The ANOVA Procedure  
 Repeated Measures Analysis of Variance  
 Tests of Hypotheses for Between Subjects Effects

Source	DF	Anova SS	Mean Square	F Value	Pr > F
factor2	1	1481.81331	1481.81331	0.84	0.3647
Error	56	99368.21890	1774.43248		

GRAFICO DE INTERACCION PARA DESV. PROMEDIO

MOMENTO vs. FACTOR1

The ANOVA Procedure  
 Repeated Measures Analysis of Variance  
 Univariate Tests of Hypotheses for Within Subject Effects

Source	DF	Anova SS	Mean Square	F Value	Pr > F
momento	1	64949.54653	64949.54653	144.18	<.0001
momento*factor2	1	1.00583	1.00583	0.00	0.9625
Error(momento)	56	25226.90018	450.48036		

GRAFICO DE INTERACCION PARA DESV. PROMEDIO

MOMENTO vs. FACTOR1

The ANOVA Procedure

Duncan's Multiple Range Test for pre

NOTE: This test controls the Type I comparisonwise error rate, not the experimentwise error rate.

Alpha 0.05  
 Error Degrees of Freedom 56  
 Error Mean Square 564.7823  
 Harmonic Mean of Cell Sizes 28.96552

NOTE: Cell sizes are not equal.

Number of Means 2  
 Critical Range 12.51

Means with the same letter are not significantly different.

Duncan Grouping	Mean	N	factor2
A	39.352	28	H
A	32.013	30	C

GRAFICO DE INTERACCION PARA DESV. PROMEDIO

MOMENTO vs. FACTOR1

The ANOVA Procedure

Duncan's Multiple Range Test for post

NOTE: This test controls the Type I comparisonwise error rate, not the experimentwise error rate.

Alpha 0.05  
 Error Degrees of Freedom 56  
 Error Mean Square 1660.131  
 Harmonic Mean of Cell Sizes 28.96552

NOTE: Cell sizes are not equal.

Number of Means 2  
 Critical Range 21.45

Means with the same letter are not significantly different.

Duncan Grouping	Mean	N	factor2
A	86.48	28	H
A	79.52	30	C

LISTADO DE DATOS

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
ti po	6	CCC CCH TCC TCH TMC TMH

Number of observations 58

LISTADO DE DATOS

The GLM Procedure

Dependent Variable: pre pre

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	5	23935.38701	4787.07740	29.38	<.0001
Error	52	8472.43823	162.93150		
Corrected Total	57	32407.82524			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	pre Mean
0.738568	35.89928	12.76446	35.55632

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
ti po	5	23935.38701	4787.07740	29.38	<.0001

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
ti po	5	23935.38701	4787.07740	29.38	<.0001

LISTADO DE DATOS

The GLM Procedure

Dependent Variable: post post

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	5	69075.29889	13815.05978	29.21	<.0001
Error	52	24594.81410	472.97719		
Corrected Total	57	93670.11299			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	post Mean
0.737432	26.24003	21.74804	82.88115

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
ti po	5	69075.29889	13815.05978	29.21	<.0001

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
ti po	5	69075.29889	13815.05978	29.21	<.0001

LISTADO DE DATOS

The GLM Procedure  
Repeated Measures Analysis of Variance

Repeated Measures Level Information

Dependent Variable	pre	post
Level of momento	1	2

Manova Test Criteria and Exact F Statistics for the Hypothesis of no momento Effect  
H = Type III SSCP Matrix for momento  
E = Error SSCP Matrix

S=1 M=-0.5 N=25

Statistic	Value	F Value	Num DF	Den DF	Pr > F
Wilks' Lambda	0.19714193	211.77	1	52	<.0001
Pillai's Trace	0.80285807	211.77	1	52	<.0001
Hotelling-Lawley Trace	4.07248761	211.77	1	52	<.0001
Roy's Greatest Root	4.07248761	211.77	1	52	<.0001

Manova Test Criteria and Exact F Statistics for the Hypothesis of no momento\*ti po Effect  
H = Type III SSCP Matrix for momento\*ti po  
E = Error SSCP Matrix

S=1 M=1.5 N=25

Statistic	Value	F Value	Num DF	Den DF	Pr > F
Wilks' Lambda	0.62788270	6.16	5	52	0.0001
Pillai's Trace	0.37211730	6.16	5	52	0.0001
Hotelling-Lawley Trace	0.59265418	6.16	5	52	0.0001
Roy's Greatest Root	0.59265418	6.16	5	52	0.0001

LISTADO DE DATOS

The GLM Procedure  
Repeated Measures Analysis of Variance  
Tests of Hypotheses for Between Subjects Effects

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
ti po	5	83622.94556	16724.58911	50.48	<.0001
Error	52	17227.08665	331.29013		

LISTADO DE DATOS

The GLM Procedure  
Repeated Measures Analysis of Variance  
Univariate Tests of Hypotheses for Within Subject Effects

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
momento	1	64508.87843	64508.87843	211.77	<.0001
momento*ti po	5	9387.74033	1877.54807	6.16	0.0001
Error(momento)	52	15840.16568	304.61857		

LISTADO DE DATOS

The GLM Procedure

Duncan's Multiple Range Test for pre

NOTE: This test controls the Type I comparisonwise error rate, not the experimentwise error rate.

Alpha 0.05  
 Error Degrees of Freedom 52  
 Error Mean Square 162.9315  
 Harmonic Mean of Cell Sizes 9.642857

NOTE: Cell sizes are not equal.

Number of Means	2	3	4	5	6
Critical Range	11.67	12.27	12.67	12.96	13.18

Means with the same letter are not significantly different.

Duncan Grouping	Mean	N	tipo
A	66.851	10	TCH
B	55.055	10	TCC
C	36.130	9	CCH
C	26.869	10	CCC
D	14.116	10	TMC
D	12.020	9	TMH



LISTADO DE DATOS

The GLM Procedure

Duncan's Multiple Range Test for post

NOTE: This test controls the Type I comparisonwise error rate, not the experimentwise error rate.

Alpha 0.05  
 Error Degrees of Freedom 52  
 Error Mean Square 472.9772  
 Harmonic Mean of Cell Sizes 9.642857

NOTE: Cell sizes are not equal.

Number of Means	2	3	4	5	6
Critical Range	19.88	20.90	21.58	22.07	22.45

Means with the same letter are not significantly different.

Duncan Grouping	Mean	N	tipo
A	127.661	10	TCC
A	119.178	10	TCH
B	82.863	10	CCC
B	78.722	9	CCH
C	57.920	9	TMH
D	28.031	10	TMC