

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**  
**Departamento de Estomatología I (Prótesis bucofacial)**



**ESTUDIO COMPARATIVO DE AJUSTES EN  
PRÓTESIS FIJA CERÁMICA ENTRE SISTEMAS  
CAD-CAM E INYECTADO.**

**MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR  
PRESENTADA POR**

**Marta Romeo Rubio**

Bajo la dirección del doctor

Juan Antonio Martínez Vázquez de Parga

**Madrid, 2010**

- ISBN: 978-84-693-3228-3



**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**Facultad de Odontología**

**Departamento de Estomatología I**

**(Prótesis Bucofacial)**

**ESTUDIO COMPARATIVO DE AJUSTES EN  
PRÓTESIS FIJA CERÁMICA ENTRE SISTEMAS  
CAD/CAM E INYECTADO**

**TESIS DOCTORAL**

**Marta Romeo Rubio**

**2009**

# **ESTUDIO COMPARATIVO DE AJUSTES EN PRÓTESIS FIJA CERÁMICA ENTRE SISTEMAS CAD/CAM E INYECTADO**

Memoria de investigación que presenta:

**Marta Romeo Rubio**

Para optar al Grado de Doctor en Odontología por la Universidad Complutense de  
Madrid

Director:

**Prof. Dr. Don Juan Antonio Martínez Vázquez de Parga**

Profesor Titular

Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial)

Facultad de Odontología

Universidad Complutense de Madrid

Madrid, 2009

## *Dedicatoria*

A mi *padre*, paradigma de trabajo, constancia, honestidad y perseverancia. Junto con mi *madre* y mi *hermana*, referentes en mi vida; por enseñarme el camino. Por su cariño. Este logro también es suyo.

A mi *yaya* y mi *tío* por su sacrificio, amor y entrega sincera.

A *Jose*, por su infinita paciencia, por sus ánimos, ya que sin su esfuerzo y apoyo constante e incondicional no existiría esta Tesis. Por recordarme cada día que siempre hay algo más importante.

A *Pablito*, por llenar nuestras vidas de luz.

## *Agradecimientos*

Este trabajo de investigación ha sido posible, gracias a la colaboración y esfuerzo de un gran número de personas a las que dedico mi más sincero agradecimiento.

En primer lugar, me gustaría expresar mi total gratitud a mi tutor, el Dr. Juan Antonio Martínez Vázquez de Parga, por dirigir sin imponer, por su paciencia y ayuda, por todo el esfuerzo y dedicación que ha empleado en este estudio, sin cuya dirección y disposición permanente no habría sido posible finalizar.

Al Dr. Jaime de Río, por confiar en mí desde el principio, por su apoyo, su estímulo y su interés constante. Por sus conocimientos y sabiduría transmitidos a lo largo de mis años de formación académica. Por su orientación en mi crecimiento profesional.

A Lorenzo Del Río, compañero y amigo, por su arte y profesionalidad, por estar siempre dispuesto a echarme una mano, por sus sabios consejos y su exquisito trabajo, esenciales para la elaboración de la parte técnica de este proyecto.

A todos mis compañeros de la asignatura de *Odontología Integrada de Adultos*, en especial a Toña por su amistad y sus palabras llenas de ánimo, a Jesús y Alicia por su apoyo y aliento que siempre llegaban en el momento justo.

A todos los profesores de Prótesis que he tenido durante la carrera y que despertaron en mí el interés por este área de mi profesión, en especial a la Dra. M<sup>a</sup> Jesús Suárez, al Dr. Guillermo Pradés, a la Dra. M<sup>a</sup> Paz Salido, al Dr. Andrés Sánchez Turrión y al Dr. Benjamín Serrano; a todos ellos por contagiarme su entusiasmo científico.

Al Departamento de Prótesis Bucofacial, por su apoyo material y humano. Especialmente, a sus auxiliares: Isabel, Paloma, M<sup>a</sup> José. Y a su secretaria M<sup>a</sup> Jesús.

Mi personal agradecimiento al Dr. y compañero de promoción Francisco Martínez Rus, por su ayuda con la parte logística de este estudio, por su camaradería, por ser ejemplo de constancia y dedicación a la docencia.

Al Dr. Alberto Cervera, por su infinita paciencia y gran calidad humana, por su colaboración, por su información y aportación de medios; por poner a nuestra disposición las instalaciones de su laboratorio, sin los cuales esta Tesis no habría sido la misma.

A Juan Vicente Torres del Centro de Proceso de Datos (Recerca Clínica, S.L.), por su inestimable ayuda con la estadística, por su amabilidad y sencillez. Por hacerme ver que algo tan aparentemente complicado es factible.

Al personal de la Biblioteca por su magnífica y desinteresada ayuda a la hora de recopilar toda la información necesaria para que esta Tesis saliera a flote.

A Sirona Ibérica por la excelente colaboración logística y humana, prestada para el desarrollo de este trabajo.

Expresar mi gratitud a Jorge Vizcaíno, instructor técnico de Vita Zahnfabrik y a Ángel Molina, director comercial del área de laboratorio de Ivoclar-Vivadent, por proporcionarnos de forma desinteresada el material cerámico utilizado. A Florentino Zapatera, director del Taller Mecánico de Ayuda a la Investigación de la U.C.M., por su colaboración en la fabricación de las probetas del presente estudio.

A mis amigos, en especial a Silvana, Enrique, Natalia, Adelmo, Isabel y Carlitos, compañeros de batallas, que siempre estuvieron a mi lado para ayudarme a no perder el ánimo. También a todos los que no nombro pero no olvido: gracias por vuestro apoyo.

Y a todos aquellos que de una u otra forma han contribuído a la elaboración de este trabajo.

A todos, muchas gracias.

**Este estudio ha sido financiado mediante convenio entre *Sirona Equipos Dentales S.A.* y el Departamento de Prótesis Bucofacial de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid. Ref. 424-2005. (Véase anexo 8.3.)**

*“La vida es evolución constante y para sobrevivir airoosamente hay que evolucionar al ritmo de los tiempos”*

# ÍNDICE

<b>1. INTRODUCCIÓN</b>	<b>13</b>
<b>1.1. ¿Qué es la tecnología <i>CAD/CAM</i>?</b>	14
<b>1.2. Sistemas <i>CAD/CAM</i> en Odontología</b>	16
<b>1.3. Componentes de la tecnología <i>CAD/CAM</i></b>	20
<b>1.4. Ventajas e inconvenientes de los sistemas <i>CAD/CAM</i></b>	23
<b>1.5. Clasificación de los sistemas <i>CAD/CAM</i></b>	24
<b>1.6. El sistema <i>Cerec</i><sup>®</sup></b>	26
1.6.1. <i>Cerec</i> <sup>®</sup> <b>3D</b>	30
1.6.2. <i>Cerec</i> <sup>®</sup> <b>inLab</b>	39
<b>1.7. Preparación de dientes pilares para <i>CAD/CAM</i></b>	42
<b>1.8. Cerámicas en Odontología</b>	43
1.8.1. Clasificación de las cerámicas dentales	46
1.8.1.1. Temperatura de sinterización	46
1.8.1.2. Técnica de confección	46
1.8.1.2.1. Condensación	47
1.8.1.2.2. Sustitución a la cera perdida	47
1.8.1.2.3. Procesado por ordenador	47
1.8.1.3. Composición química	47
1.8.1.3.1. Cerámicas feldespáticas	48
1.8.1.3.2. Cerámicas aluminosas	50
1.8.1.3.3. Cerámicas circoniosas	51
<b>1.9. Ajuste marginal</b>	54
1.9.1. Concepto	54
1.9.2. Terminología	56

<b>2. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS</b>	<b>58</b>
2.1. Justificación	59
2.2. Hipótesis de trabajo	63
2.3. Objetivos	64
<b>3. MATERIAL Y MÉTODO</b>	<b>65</b>
3.1. Diseño y confección de las probetas	66
3.2. Clasificación y numeración de las probetas	67
3.3. Descripción y confección de las coronas	68
3.3.1. Descripción de la cerámica <b>IPS Empress® 2</b>	69
3.3.2. Confección de las coronas <b>IPS Empress® 2</b>	73
3.3.3. Descripción de los bloques <b>Vitablocks® Mark II</b>	79
3.3.4. Descripción de los bloques <b>ProCad®</b>	83
3.3.5. Descripción técnica del sistema <b>CAD/CAM Cerec® 3D</b>	86
3.3.5.1. Datos técnicos de la unidad de impresión <b>Cerec® 3D</b>	87
3.3.5.2. Datos técnicos de la unidad informática <b>Cerec® 3D</b>	87
3.3.5.3. Datos técnicos de la unidad de tallado <b>Cerec® 3D</b>	88
3.3.6. Confección de las coronas <b>Vitablocks® Mark II</b> y <b>ProCad®</b>	90
3.3.7. Descripción de los bloques <b>In-Ceram® Zirconia</b>	104
3.3.8. Descripción técnica del sistema <b>CAD/CAM Cerec® inLab</b> y confección de las coronas <b>In-Ceram® Zirconia</b>	108
3.3.9. Descripción del proceso de medición del ajuste marginal	127
3.3.9.1. Evaluación del ajuste marginal	127
3.3.9.2. Análisis mediante microscopía óptica del ajuste marginal	129
3.3.9.3. Preparación de las probetas y obtención de las imágenes	132
3.3.9.4. Tratamiento de los datos	142
<b>4. RESULTADOS</b>	<b>143</b>
4.1. Diseño del estudio	144

4.2. Población del análisis	145
4.3. Variables del análisis	146
4.3.1. Variable dependiente principal	146
4.3.2. Variables independietes o explicativas	146
4.4. Estadística descriptiva	147
4.4.1. Resultados del análisis univariado (Tablas)	147
4.4.1.1. Análisis de toda la población por sistema cerámico	147
4.4.1.2. Análisis de toda la población por método de confección	148
4.4.1.3. Para $P_0$	148
A. Por sistema cerámico	148
B. Por método de medición	148
4.4.1.4. Para $P_1$	149
A. Por sistema cerámico	149
B. Por método de medición	149
4.4.1.5. Para $P_0$	150
A. Análisis por posición de medida y sistema cerámico	150
B. Análisis por posición de medida y método de confección	151
4.4.1.6. Para $P_1$	153
A. Análisis por posición de medida y sistema cerámico	153
B. Análisis por posición de medida y método de confección	154
4.4.2. Desarrollo de las tablas de la estadística descriptiva	155
4.4.2.1. Análisis de toda la población por sistema cerámico	155
4.4.2.2. Análisis de toda la población por método de confección	156
4.4.2.3. Para $P_0$	156
A. Por sistema cerámico	156
B. Por método de confección	157
C. Por posición de medida y sistema cerámico	158
D. Por posición de medida y método de confección	159
4.4.2.4. Para $P_1$	160
A. Por sistema cerámico	160
B. Por método de confección	162
C. Por posición de medida y sistema cerámico	163
D. Por posición de medida y método de confección	164

<b>4.5. Estadística inferencial</b>	<b>165</b>
4.5.1. Para $P_0$	166
4.5.1.1. Por sistema cerámico	166
4.5.1.2. Por método de confección	170
4.5.1.3. Porcentaje de restauraciones clínicamente aceptables por sistema cerámico	173
4.5.1.4. Porcentaje de restauraciones clínicamente aceptables por método de confección	bh175
4.5.1.5. Por posición de medida y sistema cerámico	176
4.5.1.6. Por posición de medida y método de confección	176
4.5.1.7. Modelos lineales con efectos mixtos	177
A. Por sistema cerámico	179
B. Por método de confección	183
4.5.2. Para $P_1$	187
4.5.2.1. Por sistema cerámico	187
4.5.2.2. Por método de confección	190
4.5.2.3. Porcentaje de restauraciones clínicamente aceptables por sistema cerámico	192
4.5.2.4. Porcentaje de restauraciones clínicamente aceptables por método de confección	193
4.5.2.5. Por posición de medida y sistema cerámico	193
4.5.2.6. Por posición de medida y método de confección	194
4.5.2.7. Modelos lineales con efectos mixtos	194
A. Por sistema cerámico	194
B. Por método de confección	198
<b>5. DISCUSIÓN</b>	<b>203</b>
<b>5.1. Metodología</b>	<b>207</b>
<b>5.2. Sistema cerámico</b>	<b>215</b>
<b>5.3. Método de confección</b>	<b>219</b>
<b>6. CONCLUSIONES</b>	<b>227</b>

<b>7. BIBLIOGRAFÍA</b>	<b>230</b>
<b>8. ANEXOS</b>	<b>261</b>
<b>8.1. Listado de datos</b>	<b>262</b>
<b>8.2. Documentación estadística</b>	<b>264</b>
<b>8.3. Informe O.T.R.I</b>	<b>392</b>
<b>8.4. Plano para la confección de las probetas</b>	<b>399</b>
<b>8.5. Plano para la confección de la mordaza de posicionamiento</b>	<b>401</b>

## **1. INTRODUCCIÓN**

## 1. INTRODUCCIÓN

El mundo de la odontología se encuentra sometido a una continua evolución, técnica y científica, de la cual no escapa ámbito alguno; y evidentemente no es una excepción el campo de la prótesis dental, siendo muchos los cambios que se han producido en el mismo en lo que respecta a nuevos materiales y nuevas tecnologías, en pro de conseguir una mejora en la funcionalidad, durabilidad y máxima estética, de acuerdo con los cánones sociales de nuestro tiempo, de nuestras restauraciones.

La creciente demanda de restauraciones estéticas en nuestro campo, ha puesto en el punto de mira a las restauraciones totalmente cerámicas. Además, desde hace aproximadamente 35 años se están aplicando los sistemas **CAD/CAM** a la Odontología, lo que permite que el diseño y fabricación de estas restauraciones se haga mediante técnicas de mecanización asistidas por ordenador.

Hasta hoy, dichos sistemas **CAD/CAM** y los materiales cerámicos, de forma paralela, están experimentando un fuerte desarrollo en Odontología, aunque sólo con el tiempo y más estudios a largo plazo se podrán confirmar las buenas expectativas que presentan para desplazar a las exitosas, aunque menos estéticas, restauraciones convencionales.<sup>1</sup>

### **1.1. ¿Qué es la tecnología CAD/CAM?**

Como anteriormente se ha citado, la aparición de los sistemas **CAD/CAM** ha supuesto una auténtica *revolución* en el día a día de la prótesis odontológica moderna que, lejos de permanecer limitado a esta parcela terapéutica, se está abriendo nuevos caminos en otros ámbitos dentales como el diagnóstico y la cirugía.

Las siglas **CAD/CAM** hacen referencia a la técnica de producción que aúna los conocimientos informáticos con el fin de aplicarlos tanto al diseño como a la fabricación de piezas, originariamente de ingeniería, pero que se ha venido utilizando en multitud de campos. Tienen su origen en la lengua inglesa: **Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing**, que traducido al castellano quiere decir *diseño dirigido por ordenador/fabricación dirigida por ordenador*.

Podría decirse que, históricamente, el comienzo de los sistemas **CAD/CAM** se inició con el desarrollo del transistor, aunque, en realidad, su historia es la crónica del desarrollo de los ordenadores.

Técnicamente, **CAD/CAM** es una unión entre numerosas disciplinas de ingeniería y fabricación. En una expresión más simple, es una comunicación computerizada y una función de diseño y construcción para la confección de estructuras. Llevándolo a sus últimos extremos, podemos incluir en él casi todas las etapas de fabricación y gestión. En este caso, quedarían incluidos el marketing, la informática, la contabilidad, el control de calidad y casi todo aquello que pudiera tener relación con una base de datos centralizada. En general, puede interpretarse el significado del prefijo **CA** como “asistido por ordenador”, como anteriormente definíamos, y sinónimo de automatización.

Algunas de las funciones más comunes del **CAD** son el modelado geométrico, análisis, prueba, delineación y documentación. El **CAM**, por su parte, incluye control numérico, robótica, planificación y control de fabricación; ambas disciplinas están interrelacionadas por una base de datos común.

**CAE** son las siglas de *Computer Aided Engineering* (ingeniería asistida por ordenador). Sus funciones incluyen diseño automático, análisis de simulación y diseño de procesos y herramientas; las funciones de **CAM** incluyen producción de herramientas, producción de repuestos, automatización de cadenas de montaje, programación de control numérico, inspección y comprobaciones. Como en el caso del **CAD/CAM**, ambas disciplinas están unidas por un sistema de comunicación y una base de datos comunes.

Todas y cada una de las funciones realizadas por un sistema **CAD/CAM** deben estar plasmadas en tres elementos básicos que pongan en relación cada una de las mismas:

- La conversión analógico-numérica de la imagen.
- El diseño asistido por ordenador con modelizaciones lineales y superficiales.
- La fabricación por control numérico.

Por lo tanto y con todo lo observado con anterioridad, podríamos determinar que **CAD/CAM** es un concepto con muchos orígenes que en un principio estuvo orientado hacia el *hardware* (circuitos). Sin embargo, el *software* (programación) es la savia que da la vida al **CAD/CAM**.<sup>2</sup>

### **1.2. Sistemas CAD/CAM en odontología.**

El término **CAD/CAM**, aplicado al mundo odontológico, constituye una tecnología que nos permite realizar una restauración dental mediante el apoyo informático de diseño y un sistema de mecanizado o fresado automatizado que trabaja a sus órdenes. El **CAD/CAM** es el futuro ya presente de las prótesis dentales.

Las técnicas **CAD/CAM** se introdujeron en Odontología en 1971, siendo al principio más experimentales y teóricas que clínicas, y siempre enfocadas al ámbito de la prótesis fija.

En 1979, *Heitlinger y Rodder*, y luego *Mörmann y Brandestini*, en 1980, empezaron a trabajar en este campo y durante esta década aparecieron diferentes sistemas como los de **Duret**<sup>®</sup>, el sistema **Minnesota**<sup>®</sup> y el sistema **Cerec**<sup>®</sup>.<sup>2</sup>

El primer prototipo se presentó en la conferencia *Entretiens de Garancière*, en Francia, en 1983; *François Duret*, en cooperación con la empresa *Hensonn International*, desarrolló un sistema a partir del cual realizó una demostración fabricando una corona posterior para su mujer, el 30 de noviembre de 1985.<sup>3,4</sup>

*Andreas Dahr* a mediados de la década de los 80, desarrolla, a raíz del cuestionamiento en Suecia de la toxicidad de las restauraciones de amalgama, el sistema de copia y tallado **Ceramatic**<sup>®</sup>, para materiales de cerámica feldespática, que servía para la confección de incrustaciones a partir de una incrustación previa (*pro-inlay*), en boca del paciente o sobre un modelo de yeso, partiendo de una impresión convencional (procedimiento que podía efectuarse en yeso o cera); esta incrustación se fijaba a una zona específicamente diseñada para su escaneo, procediéndose simultáneamente y de manera completamente automatizada, tanto el escaneado como el mecanizado.<sup>2</sup>

A finales de los 80, *Mörmann* y *Brandestini* desarrollaron en Suiza el sistema **Cerec**<sup>®</sup>, comercializado por *Siemens* (actualmente *Sirona*), que supuso la primera fabricación de una restauración cerámica, sin necesidad de laboratorio dental y que posteriormente desarrollaremos con mayor amplitud.<sup>5,6,7</sup>

En 1993 surge en Suecia de la mano de la casa **Nobel Biocare**<sup>®</sup>, el sistema **Procera**<sup>®</sup>, hoy por hoy, el ejemplo por antonomasia de los métodos indirectos de confección de restauraciones.<sup>8</sup>

Inicialmente, el sistema **Procera**<sup>®</sup> se empleó para fabricar coronas y prótesis parciales fijas, combinando una subestructura interna de titanio fresado (**Procera**<sup>®</sup> **AllTitan**)<sup>9-14</sup> recubierta por una cerámica de bajo punto de fusión para utilizarla como prótesis fija. Posteriormente y de mano de *Matts Anderson* y *Odén*, el sistema experimentó una modificación a fin de poder obtener una cofia de alúmina de gran pureza y densamente sinterizada con una porcelana de revestimiento compatible para elaborar restauraciones totalmente cerámicas, desarrollando lo que llamaron el sistema **Procera**<sup>®</sup> **AllCeram**.<sup>15</sup>

El buen comportamiento de este tipo de sistemas y la introducción en el ámbito dental de nuevos materiales desarrollados específicamente para los mismos, han motivado que la tecnología de restauraciones computerizadas haya evolucionado rapidísimamente durante los últimos 15 años, existiendo más de 50 sistemas **CAD/CAM** diferentes<sup>16</sup>, que han ido apareciendo en el mercado durante estos años; muchos de estos sistemas han sido superados por otros nuevos y han desaparecido, mientras que otros han evolucionado al ritmo de los adelantos tecnológicos permaneciendo en el mercado en la actualidad y estando sometidos a un proceso continuo de nuevas mejoras.<sup>17</sup>

Durante los últimos años, el desarrollo de los sistemas **CAD/CAM** ha sido posible gracias a los avances informáticos sobre PC y software, que siguen, a día de hoy, un curso imparable<sup>18</sup>; todo ello nos ha permitido ir un paso más allá y, así, se han desarrollado nuevas aplicaciones para los mismos.

En la bibliografía encontramos que los sistemas **CAD/CAM** no sólo sirven para la resolución de restauraciones protésicas dentales, sino también faciales<sup>19-21</sup>, e incluso para minimizar al máximo las posibles complicaciones a la hora de realizar dichas restauraciones dentales desde el momento

inicial de la colocación en los casos de implantes; de este modo, existen diferentes sistemas **CAD/CAM** como el **SimPlant**<sup>®</sup> (*Materialise/Medical*), **NobelGuide**<sup>®</sup> (*Nobel Biocare AB, Goteborg, Suecia*), **Facilitate**<sup>®</sup> (*Astra Tech Dental*), **Navigator**<sup>®</sup> (*BIOMET 3i*)...entre otros, a partir de los cuales podremos optimizar satisfactoriamente la posición de los implantes incluso en casos de limitaciones óseas, con lo que reduciremos la agresividad de nuestras intervenciones. Así mismo, se limita la necesidad de un mayor número de ellas.

Son sistemas revolucionarios de planificación detallada del tratamiento e implementación quirúrgica que permiten transferir la planificación extraoral a la boca con una precisión y facilidad sin precedentes.<sup>22, 23</sup>

En estos casos el sustrato a digitalizar es la propia estructura ósea del paciente a partir de un TAC, haciendo un diseño computerizado de la óptima colocación de los implantes y manufacturando una férula (plantilla) quirúrgica para el adecuado posicionamiento de los mismos, minimizando al máximo la posibilidad de errores y haciendo de estos procesos una técnica relativamente sencilla, rápida y totalmente predecible.

Todo ello conduce a que los tiempos de espera en la cirugía de implantes se esté reduciendo de manera considerable, así como que se esté fomentando una disminución de la afectación psicosocial del paciente ante su pérdida dentaria; así mismo, se facilita un mejor posicionamiento de nuestras futuras restauraciones, lo que reportará ventajas tanto a nivel estético como funcional de las mismas.<sup>24-27</sup>

Las posibilidades del **CAD/CAM** son múltiples y fruto de una larga evolución que todavía no ha tocado techo; una muestra de este hecho es la nueva incorporación al mercado del sistema **Lava**<sup>®</sup> **C.O.S. (Chairside Oral Scanner, 3M ESPE)** (véase **Fig.1**) que abre nuevos horizontes en el ámbito dental gracias a la posibilidad de realizar *impresiones digitales intrabucales*, de arcadas completas evitando las molestias y los costes que suponen el material de impresión (alginatos, siliconas, poliéters), cubetas, mensajería y esterilización entre otros, eliminando a su vez la necesidad de confección o vaciado de modelos.

Con dicha impresión “digital” (escáner de luz), por lo tanto, prescindimos del modelo físico y la tradicional impresión dental, mejorando la calidad, la eficacia, el confort y la comunicación con el paciente.

Dicho sistema permite la confección (por ahora) de coronas unitarias y prótesis parciales de 3 elementos. El modelo maestro se obtiene mediante esterolitografía, pudiéndose así elegir el tipo de manufacturación de la prótesis, optando por técnicas de colado o fresado mediante *CAD/CAM*. La precisión de esta tecnología parece rondar las 15µm de ajuste marginal. Sin embargo tendremos que esperar más tiempo, para que el sistema evolucione y sea implantado en el mercado Europeo.<sup>28,29</sup>



**Fig.1. Escáner oral. Impresión digital. Lava® C.O.S. 3M ESPE.**

Otro sistema de impresión digital similar al anteriormente descrito es el **CADENT iTero®**. Este sistema sigue la misma línea que el anterior, técnica directa sin contacto mecánico. Ambos nuevos sistemas de impresión *CAD/CAM* se encuentran desde hace un par de años en el mercado Estadounidense, todavía no están comercializados en Europa.

El gran aporte de estas técnicas tan novedosas es, además de comodidad clínica tanto para el paciente como para el profesional, la obtención de una información precisa inmediata que, en conjunción con técnicas de *Control Numérico Computerizado* (CNC), pueden aportar rapidez, exactitud y ausencia de errores relacionados con la confección manual de la prótesis dental.<sup>30,31</sup>

La tecnología está transformando la odontología, desde los avances en diagnóstico, pasando por los nuevos sistemas de escáner intraoral que sustituyen a la impresión tradicional hasta la aplicación de tecnologías *CAD/CAM* a la fabricación de coronas, implantes y puentes. Por lo tanto la situación actual está en continua ebullición y son muchos los retos que tendrán que afrontar las nuevas tecnologías; así mismo, las posibilidades para el odontólogo deberán de plantearse una nueva forma de trabajo digital, pues nos encontramos en el camino de entrada a la era de la *Odontología Digital*.

### **1.3. Componentes de la tecnología CAD/CAM.**

Los sistemas controlados por ordenador que se conocen en la actualidad suelen diferenciarse, fundamentalmente, según el tipo de recogida de datos tridimensionales de los dientes pilares. Por el contrario, la fabricación automatizada (*CAM*) de las piezas de material cerámico, plástico o metálico es muy parecida en todos los métodos y consiste esencialmente en una máquina de control numérico (*NC*) con dispositivos específicos para el material de fresado o tallado, que son móviles en varios ejes. Por tanto, un sistema *CAD/CAM* tradicional puede escanear la preparación de forma óptica o mecánica y diseñar a continuación la restauración, enviando las instrucciones precisas a una microfresadora para que fabrique la prótesis.<sup>32,33</sup>

La etimología “*CAD*” significa “diseño asistido por ordenador” (*Computer-Aided Design*), y “*CAM*” significa “fabricación asistida por ordenador” (*Computer-Aided-Manufacturing*); asimismo, “*CAD*” diseña el trabajo a realizar informáticamente. El interfaz que utiliza el profesional es un gráfico virtual que representa el resultado final y “*CAM*” recoge los datos del “*CAD*” y los convierte en un objeto físico.<sup>17</sup>

En consonancia a todo lo anteriormente expuesto, un sistema *CAD/CAM* consta de las siguientes *fases de procesado*:

- **Digitalización de los datos:**

La fuente puede ser, según cada sistema:

- El muñón en boca.
- El muñón en el modelo.
- El encerado de la estructura protésica.
- Modelo completo de la boca del paciente.

Además esta digitalización puede ser de tipo:

- *Mecánica o táctil*, por contacto directo, como el sistema **Procera**<sup>®</sup>.
- *Óptica*: mediante una cámara intraoral, o bien mediante diferentes tipos de escáneres de empleo sobre los modelos de yeso obtenidos a partir de impresiones de manera convencional, pudiendo éstos ser de mecanismos diversos (láser, estereofotogrametría, luz blanca...).

En cuanto a los métodos de digitalización, los medios ópticos permiten el escaneado del objeto sin contactar con el mismo, por lo que presenta una ventaja cuando el objeto es blando o frágil. No obstante las propiedades ópticas del objeto y las condiciones de luz en el que se encuentre, podrían influir en la exactitud de los datos obtenidos en el escaneado.

De la precisión y fiabilidad de los datos que se obtengan en el escaneado del modelo, radica una gran parte del éxito del resultado final.<sup>34</sup>

Así mismo, deberíamos poner de manifiesto que, en función de cada sistema concreto, la ubicación de esta toma de datos puede ser el propio gabinete dental, como es el caso del sistema **Cerec**<sup>®</sup> **3D** o el sistema **Lava**<sup>®</sup> **C.O.S.**, o bien el laboratorio dental, que precisará tener el escáner pertinente, como suele ser común en la mayoría de los sistemas, como por ejemplo, **Procera**<sup>®</sup>, **Lava**<sup>®</sup>, **DCS**<sup>®</sup>, **Cercon**<sup>®</sup>, etc.

- **Diseño por ordenador:**

Mediante un software, específico de cada sistema, se diseña la cofia de la estructura protésica o bien la restauración final (en el caso, por ejemplo, del **Cerec® 3D**); este paso no se realiza cuando la digitalización es del escaneado del encerado de la estructura a obtener, como ocurre, por ejemplo, con el sistema **Cercon®**, por lo que no se hablaría de sistema **CAD/CAM** sino de sistema puramente **CAM**.

Del desarrollo específico del software de cada sistema y de la adecuación del hardware oportuno para cada uno de ellos dependen, directamente, las posibilidades terapéuticas de cada máquina, así como elementos informáticos que faciliten la futura adaptación de la prótesis, como por ejemplo, articuladores virtuales para la adecuación oclusal como el del sistema **Hint-Els®**.<sup>35-37</sup>

- **Fresado/mecanizado de la restauración a confeccionar:**

Dicho proceso de fresado (**CAM**), es llevado a cabo por máquinas de control numérico que presentan diferentes ejes de tallado en función de la posibilidad de movimientos espaciales que permitan las distintas partes de las mismas; así pues, las fresas de los diferentes sistemas poseerán distintos ejes espaciales de movimiento, en función de los cuales mejoraremos los resultados de precisión y tiempo empleados.

Este paso es variable según los distintos sistemas y los diferentes materiales a emplear. Del mismo modo, la transmisión de la información obtenida en los dos pasos anteriores se puede realizar de varias maneras, en función de la localización de cada uno de los componentes de cada sistema; así, por ejemplo, en el caso concreto del sistema **Procera®**, la casa **Nobel Biocare®** posee la exclusividad de las fresadoras de su propio sistema en centros de fresado propios, existiendo sólo 4 en el mundo, donde se enviará la información obtenida a partir del escáner ubicado en el laboratorio dental vía e-mail y realizarán nuestras estructuras en aproximadamente 48-72 horas. Este mismo protocolo es seguido por el sistema **Etkon®**, con centros en Málaga y, para casos más complejos, en Alemania.<sup>38</sup>

Para el caso de otros sistemas, como son, por ejemplo, **Lava®** o **Cercon®**, existen *Centros de Escaneado*, a los que el laboratorio dental convencional puede recurrir para la digitalización de sus

modelos, o bien *Centros de Escaneado y Fresado*, en los cuales se procede a la realización de todos los pasos de los que se compone el proceso **CAD/CAM**, remitiendo las estructuras al laboratorio convencional para la terminación de las restauraciones.

En el caso de la cerámica puede realizarse el fresado de un bloque presinterizado o sinterizado, normalmente desarrollados en exclusividad para cada uno de los sistemas existentes. El uso de bloques presinterizados conlleva un menor desgaste de las fresas del sistema, así como un menor tiempo de fresado, pero se precisará un horno específico para su cocción posterior. Es el método más popular entre la gran mayoría de los sistemas.

Del mismo modo, hay sistemas, como **Lava®**, que permiten el coloreado de las estructuras fresadas con la finalidad de mejorar el resultado estético definitivo de las restauraciones confeccionadas.<sup>39, 40</sup>

El proceso de mecanizado se combina con la electroerosión para el modelado interno de la cofia, cuando el material empleado es titanio.<sup>13, 41</sup>

Además de cerámica y titanio, estos sistemas pueden mecanizar otros materiales como el composite, resinas acrílicas y aleaciones metálicas como el cromo-cobalto.<sup>42-44</sup>

Un modo diferente y exclusivo es el empleado por el sistema **Wol-Ceram®**, basado en la *electroforesis*. Es una tecnología muy conocida en bioquímica, medicina, biología y la industria. El principio de la electroforesis se basa en el movimiento en un campo eléctrico de partículas cargadas eléctricamente y disueltas en un líquido. Es decir la galvanoplástia (galvanotécnica) con materiales cerámicos (pero sin duplicados, directamente sobre el muñón maestro); mediante esta técnica se reviste por capas el muñón original en menos de 35 segundos. Debido a ello se puede trabajar con cualquier tipo de preparación del margen: hombro, chámfer o filo de cuchillo.<sup>45</sup>

#### ***1.4. Ventajas e inconvenientes de los sistemas CAD/CAM.***

El desarrollo de técnicas controladas por ordenador para la odontología restauradora tiene el objetivo de mejorar la calidad de los materiales y al mismo tiempo disminuir los costes de

producción, al simplificar el método y reducir el tiempo empleado. No obstante, el uso de la tecnología informática sólo es justificable con la condición de que se puedan mejorar o, como mínimo, alcanzar las características reconocidas de calidad clínica y de materiales de las reconstrucciones odontológicas tradicionales.<sup>46</sup>

Los sistemas **CAD/CAM** ofrecen múltiples **ventajas** en lo que respecta a su aplicación dental. Según **Mehl y colaboradores**<sup>47</sup> permiten elaborar restauraciones dentales con materiales de primera calidad y alta tecnología mediante el empleo de materiales homogéneos, que no son alterados durante la preparación; el proceso automatizado supone un ahorro de tiempo, lo cual, en algunas técnicas, puede evitar tener que preparar provisionales, y acortar o reducir a una sola el número de visitas; también puede suponer un ahorro de costes, así como permite técnicas mínimamente invasivas, pudiendo, en algunos casos, evitar la toma de impresiones (impresiones ópticas). Para **Van der Zel**<sup>16</sup> los ordenadores se hacen cargo de diferentes fases de trabajo rutinarias que precisan mucho tiempo durante la fabricación de incrustaciones, coronas y puentes; así mismo se evitan las variaciones dimensionales que pueden tener lugar durante la obtención de modelos, embutido en masas ignífugas (revestimientos), modelado en cera, proceso de colado. La supresión de algunas fases de las técnicas de laboratorio convencionales nos permiten ganar tiempo, lo cual supone ahorrar costes, como citamos anteriormente. Estos sistemas **CAD/CAM** permiten obtener restauraciones de alta precisión (reproducibles), calidad y tecnología, con una correcta oclusión que no requieren excesivas correcciones en boca.

No obstante, entre los **inconvenientes** de la tecnología computerizada en Odontología podríamos destacar los altos costes iniciales (gran inversión requerida para su adquisición, bien por parte del sanitario o del laboratorio), la necesidad de un adecuado entrenamiento y aprendizaje por parte del profesional y/o del técnico para manejar el sistema y estar familiarizado con los aspectos clínicos y de laboratorio: la impresión óptica o el escaneado de los modelos, según el sistema concreto al que nos refiramos, la computadora, el software, el material, herramientas y maquinaria.

### **1.5. Clasificación de los sistemas CAD/CAM.**

La mayoría de los sistemas **CAD/CAM** constituyen una metodología de aplicación conjunta en clínica y laboratorio. Algunos son de aplicación exclusiva de laboratorio, por ejemplo el sistema **DCS**<sup>®</sup> y el sistema **Cicero**<sup>®</sup> o aplicaciones con un sistema de producción central y en laboratorio,

como por ejemplo el sistema **Procera**<sup>®</sup>. El sistema **Cerec**<sup>®</sup> constituyó durante mucho tiempo una aplicación exclusiva para clínica, aunque en 2001 se le ha incorporado una aplicación para laboratorio totalmente independiente de la anterior (**Cerec**<sup>®</sup> **inLab**).<sup>47-50</sup>

Por tanto, en la actualidad podemos clasificar de forma sencilla los sistemas **CAD/CAM** en dos grupos:

#### ✚ MÉTODOS DIRECTOS O CLÍNICOS:

Sistemas **CAD/CAM** totalmente integrados. En Odontología se ha utilizado el término **CAD-CIM**, introducido por *Mörmann*, abreviatura inglesa de *Computer Aided Design* y *Computer Integrated Machining* (Diseño Asistido por Ordenador y Fabricación Integrada en el Ordenador) cuando toda la aparatología está integrada en un solo elemento.

Se incluye en este grupo el sistema **Cerec**<sup>®</sup> **3D** (véase **Fig. 2**), único representante, hoy por hoy, de este tipo de sistemas y objeto de estudio de este análisis, por lo que será desarrollado posteriormente más ampliamente.



**Fig. 2.** Sistema **Cerec**<sup>®</sup> **3D** (Ceramic Reconstruction). Por Cortesía de Sirona Ibérica<sup>®</sup>.

## ✚ MÉTODOS INDIRECTOS O DE LABORATORIO:

Se subdividen, a su vez, en tres grupos en función de la localización de la operación de **CAD**:

- La impresión (óptica u otra) se toma en el gabinete dental, donde se realiza la operación de **CAD**. Se transmiten los datos a una estación central de **CAM** para la confección de la restauración.
- La impresión convencional se toma en la consulta y se obtiene un modelo de yeso, que es enviado al laboratorio dental, donde operan los módulos **CAD** y **CAM**, es decir, se escanea y se fresa la estructura.
- El modelo de escayola obtenido de una impresión convencional es digitalizado en el laboratorio dental y se transmite la información obtenida al centro de fresado específicamente habilitado para tal fin; es el caso de los sistemas **Procera**<sup>®</sup> y **Etkon**<sup>®</sup>.

Debido a la dimensión y el coste globales de este segundo grupo de máquinas **CAD/CAM**, éstas no suelen encontrarse en una consulta dental, sino más probablemente en un laboratorio central donde convergen los datos recogidos en los diferentes lugares de tratamiento. Por tanto, estos dispositivos (p. ej.: **Duret**<sup>®</sup> **System**; **Procera**<sup>®</sup> **System**, *Nobel Biocare*; **Cicero**<sup>®</sup> **System**, *Elephant Industries*; **Precident DCS**<sup>®</sup> **System**, *DCS Dental*,...) actúan en la actualidad principalmente con vistas a un enfoque restaurador indirecto.<sup>51</sup>

### **1.6. El sistema Cerec**<sup>®</sup>.

Las siglas de **Cerec**<sup>®</sup> hacen referencia a los términos anglosajones *Chairside Economical Restoration Esthetic Ceramics*, (**CE**ramic **RE**Construction), es decir, restauración cerámica de la sustancia dentaria perdida, lo que pone de manifiesto los objetivos que *Mörmann* y *Brandestini* pretendían conseguir con este tipo de restauraciones: cerámicas, estéticas, económicas y elaboradas “al lado del sillón dental”.<sup>51</sup>

En 1980, *W.H. Mörmann*, de la Universidad de Zurich (Suiza) y *M. Brandestini* (*Brains Inc*, *Zollikon*, Suiza) desarrollan el sistema **Cerec**<sup>®</sup>.<sup>52</sup>

El 19 de septiembre de 1985 en el *Instituto Dental de la Universidad de Zurich* se coloca la primera incrustación (inlay de cerámica) realizada mediante un procedimiento de diseño y gestión asistidos por ordenador, a partir de un bloque de cerámica, en la cabecera del paciente, empleando para su cementado las técnicas de grabado ácido del esmalte y de la cerámica, un agente adhesivo y un cemento de composite.

Desde 1986 *Siemens* ha desarrollado el sistema **Cerec<sup>®</sup>** y lo ha comercializado (*Sirona Dental Systems GmbH, Fabrikstrasse 31, 64625 Bensheim, Alemania*).

El sistema ha ido incorporando *mejoras progresivas*; **Cerec<sup>®</sup> 1** (comercializado en 1986) (**Fig. 3**) presentaba tolerancias grandes que requería muchos ajustes en boca, especialmente oclusales.<sup>53-58</sup>



**Fig. 3. Cerec<sup>®</sup> 1. Cortesía de Sirona Ibérica.**

Posteriormente surgió **Cerec<sup>®</sup> 2** (Octubre de 1994), que incorporaba un software que permitía un mejor ajuste en cierta medida de la oclusión (**Fig. 4**) y la realización de cualquier restauración unitaria cerámica sin metal en un diente, tanto a nivel anterior como posterior (incrustaciones, recubrimiento de cúspides y coronas completas). El perfeccionamiento del tallado permitía preservar los tejidos duros, corregir los defectos en la base y las paredes del inlay, restaurar las cúspides (inlays, onlays), y como indicábamos, la configuración anatómicamente funcional de la superficie oclusal con un software de probada eficacia. Sin embargo, a causa de las limitaciones del ordenador, no era posible obtener el máximo rendimiento en los modos de correlación y funcionalidad.

Mientras que **Cerec<sup>®</sup> 1** no podía ajustar la oclusión, el **Cerec<sup>®</sup> 2** reproduce la oclusión mediante tres procedimientos: adaptación anatómica, correlación con registro oclusal funcional y realización de superficie vestibulo bucal.<sup>44, 51, 53, 59-74</sup>



**Fig. 4. Cerec<sup>®</sup> 2. Cortesía de Sirona Ibérica.**

En el año 2000, se incorpora a la familia **Cerec<sup>®</sup>** el sistema **Cerec<sup>®</sup> 3D**, que es a día de hoy el sistema clínico por antomasia.

Dicho sistema incorpora una unidad multimedia de comunicación con el paciente y un nuevo software que permite un más detallado ajuste de la oclusión así como el escaneado intraoral. Con él pueden obtenerse modelos virtuales y restauraciones en tres dimensiones. El sistema **Cerec® 3** es, por consiguiente, un centro de diagnóstico, restauración, documentación y formación en la práctica odontológica.<sup>75-76</sup>

Posteriormente han ido surgiendo mejoras con la incorporación de **Cerec® Scan**, versión más económica con escaneado de modelo y sistema de acceso sin unidad camarágrfica intraoral, con el que podremos digitalizar y diseñar en clínica o laboratorio nuestra restauración, y **Cerec® inLab**, sistema de aplicación en el laboratorio, que posteriormente desarrollaremos por ser uno de los sistemas estudiados en esta investigación, comercializado en 2001.

Una de las últimas propuestas de *Sirona* es la creación de **infiniDent®**, un servicio de producción centralizado de *Sirona*, en el que el **Cerec® inLab** es un componente clave. Allí se escanean los modelos en el laboratorio, con el **Cerec® InLab** o el **Cerec® inEos** (nuevo escáner de laboratorio independiente a la unidad fresadora) y el diseño que se hace en el ordenador se remite por *e-mail* al centro de producción. Allí se elaborará la estructura de la corona o puente en *óxido de zirconio*, *cerámica In-Ceram*, en *romo-cobalto* o incluso en *aleaciones con alto contenido en oro*. Esto es una cooperación con **Bego® Medical GmbH**, creadora del primer sistema **CAD/CAM** con tecnología láser modular (*Bego Medifactoring®*), que permite realizar estructuras en cerámica, y aleaciones nobles y no nobles, de forma rápida y eficaz.

Los *objetivos* de la filosofía **Cerec®** podrían resumirse en los siguientes puntos:<sup>77</sup>

- Eliminar los métodos tradicionales de impresión.
- Diseñar, con ayuda del ordenador, la futura restauración de acuerdo con la preparación, la función y la anatomía natural.
- Producir la restauración en la propia consulta dental.
- Realizar la restauración de forma mecanizada, con la ventajas que ello supone.
- Mejorar las propiedades de la restauración: resistencia mecánica, ajuste marginal, calidad de la superficie y estética.

### **1.6.1. Cerec<sup>®</sup> 3D (Sirona Dental System, Bensheim).**

El sistema **Cerec<sup>®</sup> 3D** (Siemens-Alemania), uno de los objetivos de estudio de esta Tesis, es, a día de hoy, el método **CAD/CAM** clínico más utilizado en la odontología, prototipo de sistema **CAD/CAM** directo.<sup>7, 43, 78</sup>

Permite al Odontólogo confeccionar de forma inmediata y en una sola visita, restauraciones de cerámica, razón por la cual está experimentando una expansión cada vez mayor en prácticamente todos los países desarrollados del mundo.

El sistema se basa en el escaneado *óptico* en la boca del paciente (también se oferta la posibilidad de hacerlo sobre un modelo, como anteriormente hemos comentado, con la unidad **Cerec<sup>®</sup> Scan**), la mecanización sobre bloques de cerámica prefabricados y la utilización de técnicas de cementación adhesiva, obteniendo restauraciones completadas, no estructuras que precisan ser cargadas con cerámica de revestimiento compatible c.

La confección de la restauración en la consulta en una sola sesión con alta precisión, no sólo reduce el número de citas del tratamiento, aumentando el confort para el paciente, sino que también elimina posibles fuentes de error al ser innecesarias la toma de impresiones y la confección de provisionales. También se evitan posibles malentendidos con el técnico de laboratorio respecto a cuestiones estéticas.<sup>79, 80</sup>

Por otro lado la inclusión del paciente en el proceso de fabricación de restauraciones con **Cerec<sup>®</sup> 3D** mejora notablemente la aceptación del resultado, aumentando y consiguiendo una alta calidad, eficacia, productividad y mejora de la comunicación; a su vez, el atractivo de la consulta se incrementa, por lo que se convierte en una herramienta de marketing.<sup>81, 82</sup>

La fabricación de una restauración de **Cerec<sup>®</sup> 3D** comprende varios pasos distintos y originales:

- Espolvoreado de la preparación.
- Impresión óptica de la preparación en boca.
- Diseño de la restauración dirigido por ordenador (**Fig. 5**).

- Desarrollo y modelado de la anatomía oclusal directamente en la boca.



**Fig. 5. Escaneado del modelo. Diseño por software y proceso de fresado (automático).**

A continuación describiremos el procedimiento de dicho sistema:

El sistema modular **Cerec<sup>®</sup> 3D** se compone de varios componentes: <sup>16, 83</sup>

1. Cámara de vídeo tridimensional.
2. Procesador de imágenes electrónico.
3. Unidad de memoria.
4. Procesador-ordenador.
5. Máquina (unidad) de tallado (independiente) tridimensional conectada al ordenador (**Fig. 6**).



**Fig. 6. Máquina de tallado tridimensional conectada al ordenador.**

Todos estos elementos pueden agruparse en tres partes básicas, correspondientes a los tres pasos fundamentales del proceso:

1. Sistema óptico.
2. Sistema informático.
3. Sistema mecánico.

### 1. SISTEMA ÓPTICO

Para captar el muñón es necesario espolvorear previamente tras la preparación, con una capa de óxido de titanio, las superficies dentarias y así tener una superficie uniforme sin reflejos.

A partir de la cámara intraoral de reconocimiento situada sobre las superficies oclusales (sin contacto directo con las mismas -la cámara se guía en contra-ángulo-) (**Fig. 7**), se consigue la impresión óptica, obteniendo una imagen tridimensional en fracciones de segundo ( tan sólo 0,16 s), previa pulverización como acabamos de indicar con polvo de óxido de titanio (polvo **Cerec**, *Vita Zahnfabrik, Bad Saeckingen, Alemania*), que identifica la relación con los dientes contiguos y los contactos oclusales con la cavidad preparada mediante una codificación cromática, que se transfiere posteriormente al ordenador. La “impresión óptica” se puede repetir tantas veces como sea preciso.



**Fig. 7. Escáner Cerec® 3D registrando impresión óptica de la boca del paciente.**

El sistema óptico se compone por un escáner láser, barrido láser (cámara intraoral de reconocimiento –*SIROCAM*- con un sensor CCD), que emite rayos infrarrojos a través de varias lentes, haciendo que los rayos atraviesen la rejilla interna que contiene una serie de líneas paralelas; el patrón de luz y bandas oscuras choca contra la superficie del diente preparado y se refleja en la cabeza del escáner y en un fotorreceptor. La intensidad de la luz reflejada se almacena como voltaje, digitalizándose y correlacionando la información en un sistema conectado a la cámara de vídeo. Esta información se transmite directamente al ordenador, que almacena los datos tridimensionales obtenidos y se representa con imagen de vídeo en el monitor del ordenador.<sup>84, 85</sup>

En pantalla aparecen datos de ayuda y menús del software, pudiendo además, congelar la imagen de la preparación para optimizar la impresión óptica.

El **Cerec® 3D** trabaja a partir de una “triangulación doble”. En este procedimiento, la proyección de triangulación de una sola impresión óptica queda registrada con dos ángulos de triangulación independientes, lo que da lugar a una escala de profundidad clara y de una gran amplitud.

Llegando a alcanzar una profundidad de campo de hasta los 20 mm que permite obtener la imagen directamente de la boca del paciente y una resolución de 25µm en cada uno de los ejes del espacio. El doble registro de datos se procesa inmediatamente a través de una doble tarjeta de memoria (*Twin grab board*).

El sistema puede, así mismo, registrar imágenes de un diente desde varios ángulos o bien varias imágenes seguidas para presentar un cuadrante de un modelo virtual.

Utiliza, por lo tanto, un escaneado de barrido óptico por láser; el límite de la preparación se detecta con medios de contraste y puede ser modificado mediante el software.

## 2. SISTEMA INFORMÁTICO.

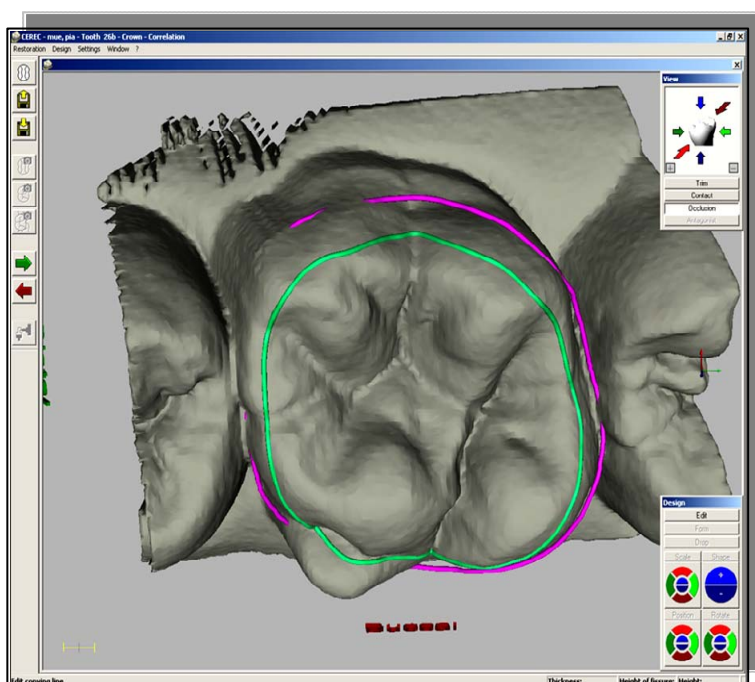
Incluye el hardware y el software del sistema.

Tras la impresión óptica, una vez completada la exploración dental, Cerec® 3D busca la correcta coordinación de todos los datos adquiridos y genera una imagen tridimensional del sustrato dentario escaneado, sobre el que se diseñará la estructura de la restauración requerida, siendo equivalente este paso al encerado tradicional (**Fig. 8**). Es decir, los datos se almacenan como un modelo digital positivo tridimensional (datos xyz), que se visualiza en la pantalla en forma de imagen congelada de vídeo, o impresión óptica.

Con el sistema operativo actual se definen (por parte del clínico) los límites de la restauración planificada y el software se encarga del resto, automáticamente y con precisión textual.

Dicho software reconoce de inmediato si la preparación realizada responde a un *inlay*, *onlay* o *corona* y hace una propuesta de diseño en consonancia, pudiendo, el usuario, modificarla a voluntad, en lo que respecta a puntos de contacto, márgenes de la preparación, las áreas oclusales, etc., si se considera oportuno, o bien, iniciar el proceso de fresado.

Asímismo el software actual (v. 3.01), permite girar la restauración, visualizarla desde cualquier ángulo (**Fig. 9**), aumentar por zoom, verificar la oclusión con los dientes antagonistas, modificarla con algunas “herramientas de diseño”, como por ejemplo aumentar o disminuir el tamaño cuspídeo o la intensidad de los contactos interproximales, y otra serie de variaciones incluidas en el programa operativo.<sup>84, 85</sup>

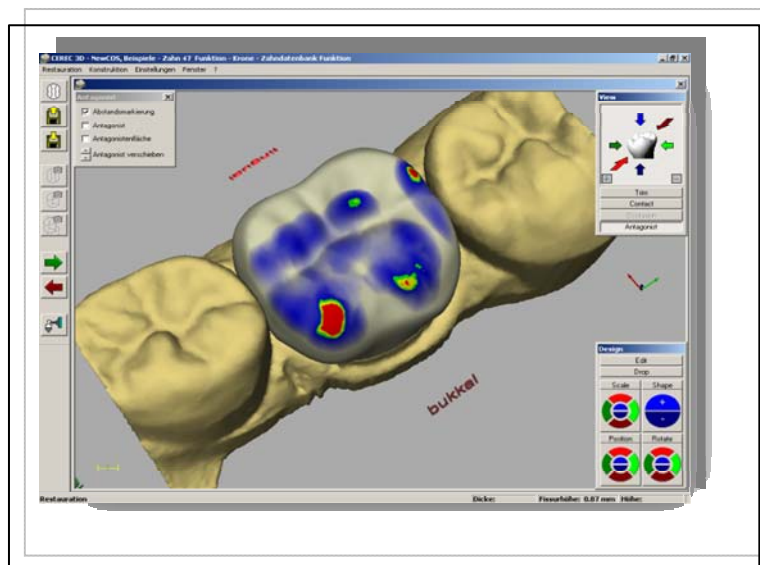


**Fig. 8.** Diseño de la preparación con Cerec® 3D.

**Fig. 9. Imagen óptica tridimensional del muñón clínico. Cerec® 3D.**



El nuevo software de última generación, denominado *tecnología biogénica*<sup>86</sup>, automatiza el procedimiento de adaptar en la pantalla la morfología oclusal. Una vez elegida la forma dentaria más indicada, se inicia un proceso de adaptación en tres pasos que se asemeja al proceso natural de adaptación oclusal de un diente que acaba de erupcionar (**Fig. 10**).



**Fig. 10. Corona propuesta en tres dimensiones. A los contactos oclusales se les asigna un código de color en función de la intensidad de contacto.**

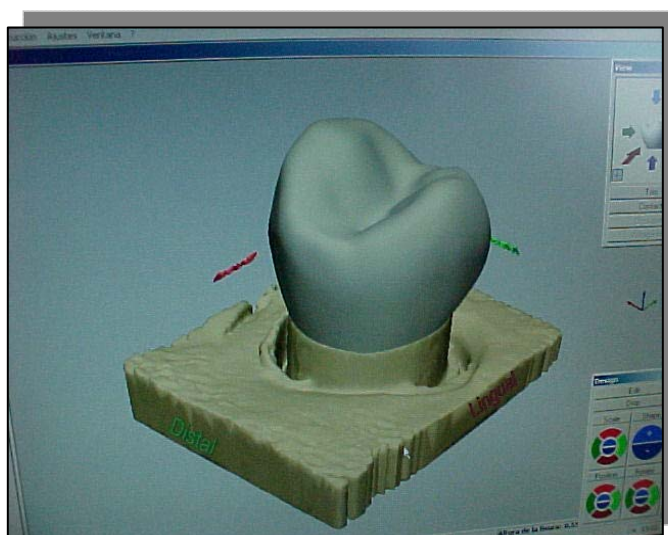
Este hecho se realiza mediante el modo “*correlación*” y con un considerable ahorro de tiempo, a partir de impresiones oclusales, sea cual sea la situación del antagonista: una superficie oclusal intacta existente, socavada por una caries muy extendida, o una superficie oclusal plenamente funcional de una restauración previa que debe ser sustituida.<sup>51, 73-5, 87, 88</sup>

Del mismo modo, podemos integrar al antagonista en el diseño bien mediante un registro de mordida o mediante una vía generada funcionalmente (FGP), basado en un registro céntrico de cera por medio de una impresión oclusal, que será emparejado posteriormente con la impresión de la preparación para diseñar la superficie de oclusión.<sup>89-95</sup>

Por último ofrece la posibilidad de realizar tratamientos por cuadrantes con gran ahorro de tiempo, mediante el enlazamiento de varias tomas de la boca del paciente a rehabilitar.<sup>96, 97</sup>

Una vez que el microprocesador desarrolla electrónicamente una restauración tridimensional final, los datos se emplean para dirigir el proceso de tallado, asegurando el software **Cerec® 3D**, que los resultados del fresado respondan con toda exactitud al diseño de la cavidad.<sup>98</sup>

La vista previa del tallado permite evaluar la restauración diseñada desde todos los ángulos (**Fig. 11**). El usuario puede definir un grosor mínimo de la restauración. Si no se alcanza dicho mínimo, el sistema advierte al usuario resaltando las áreas demasiado finas en color rojo.<sup>85</sup>



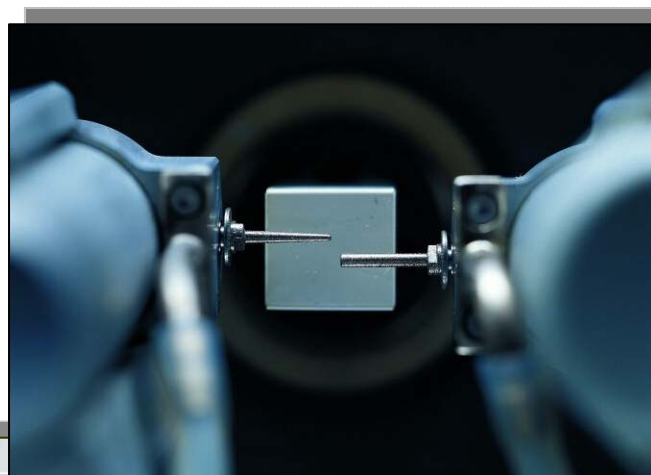
**Fig. 11. Corona propuesta por el programa para rehabilitar muñón clínico. Cerec® 3D.**

### 3. SISTEMA MECÁNICO.

En la tercera parte (unidad de tallado doble), se realiza la fabricación de la restauración asistida/controlada por el ordenador. Se elige el tamaño y el color adecuado del bloque de porcelana seleccionado para nuestra futura restauración y se instala en la máquina de tallado (unidad de fresado de 6 ejes) independiente, compuesta por dos fresas de diamante que tallan, con refrigeración y a alta velocidad. Dicha unidad está interconectada a la unidad camarográfica o unidad de registro y diseño mediante ondas de radio (radiocontrol).

Los instrumentos de corte están diamantados con una granulación de 64  $\mu\text{m}$ . Los diamantes cilíndrico y cónico (de 1,2 ó 1,6 mm de diámetro respectivamente) se emplean para tallar bases y paredes; actúan conjuntamente de forma simétrica (**Figs. 12 y 13**). Dichos instrumentos de la unidad fresadora, garantizan tiempo de fresado más cortos y un perfecto ajuste al borde, consiguiendo, pues, un ahorro de tiempo de trabajo y una alta precisión de tallado.<sup>84,85</sup>

**Fig. 12. Proceso de fresado.**  
**Dos fresas de proceso paralelo.**  
**Las fresas diamantadas cilíndrica y cónica trabajan simultáneamente para convertir el bloque de cerámica en la forma diseñada en la pantalla con la máxima precisión.**



**Fig. 13. Escaneado del modelo.**  
**Diseño por software y proceso de fresado (automático).**

La restauración se fresa en un intervalo de 10 a 18 min, a una velocidad de 40.000 rpm y con una reproducibilidad de 30 µm.

Actualmente ha salido al mercado una nueva unidad fresadora llamada **MC XL**, tanto para uso clínico como de laboratorio, más rápida que la inicial; posee un segundo par de motores que siguen fresando de inmediato si se rompe una fresa de diamante por no haber sido cambiada a tiempo. Además presenta un proceso de fresado extremadamente silencioso y permite que sus bloques se fijen sin herramientas. Así mismo, presenta una iluminación en varios colores, con lo que nos indica la fase actual de proceso.<sup>97, 99, 100</sup>

En lo que respecta a las posibilidades restauradoras de este sistema, así como en un principio, el sistema **Cerec® 3D** estaba limitado a incrustaciones cerámicas y carillas<sup>67, 101-5</sup>, hoy, además, se pueden realizar coronas (anteriores y posteriores) e incluso puentes de varias piezas.<sup>90, 93, 106-9</sup>

Su gran versatilidad y desarrollo, permiten el empleo de una gran variedad de **materiales**: *cerámica feldespática* (**Vitablocks® Mark II**<sup>71, 72, 110-2</sup>, **VITA® Triluxe**), *vitrocerámica reforzada con leucita* (**ProCad®**)<sup>76, 112</sup>, actualmente sustituida por el nombre comercial de **IPS Empress® CAD**), *vitrocerámica de disilicato de litio* (**IPS e.max® CAD**), *óxido de alúmina* (**Vita® In-Ceram Alumina Blanks**, **inCoris AL**), *spinell* (**Vita® In-Ceram spinell Blanks**), *óxido de aluminio/zirconio* (**Vita® In-Ceram Zirconia Blanks**), *óxido de zirconio estabilizado con itrio* (**Vita® In-Ceram YZ Cubes**, **IPS e.max Zir® CAD**, **in Coris ZI**) y *composite* (**Paradigm MZ100® - 3M ESPE**).<sup>69, 71, 113-6</sup>

Para el acabado de la superficie de las coronas se pueden pulir con un sistema de fresas de pulido cerámico y composite, o bien se pueden maquillar y glasear en un horno de cocción específicamente desarrollado para tal efecto; existen diversos tintes de individualización, aunque este paso supone una mayor inversión económica para el clínico, un aprendizaje más intenso y mayor tiempo para la obtención de la restauración final.

En relación a la **supervivencia clínica** obtenida con este tipo de restauraciones confeccionadas con dicho sistema, su eficacia y durabilidad ha sido probada durante más de 15 años. Su tasa de éxito, que supera el 90% después de más de 12 años, es comparable a la de las restauraciones de oro

de calidad. Se han realizado estudios clínicos a largo plazo con restauraciones (inlays, onlays, coronas parciales, completas, carillas...) fabricadas con el sistema **Cerec® 3D**; todos ellos ponen de manifiesto los buenos resultados conseguidos en lo referente a la longevidad clínica, durabilidad, adaptación marginal y estética de inlays, onlays, coronas posteriores /anteriores e incluso carillas confeccionadas con dicho sistema **CAD/CAM**<sup>54, 57, 63, 70, 72, 73, 96, 110, 117-40</sup>; aunque su comparación con sistemas convencionales es un factor a considerar.

### **1.6.2. Cerec® inLab (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany).**

Una de la últimas incorporaciones de la familia **Cerec®** es el sistema **Cerec® inLab**, sistema de laboratorio compuesto por los siguientes elementos: ordenador escáner, unidad de fresado y horno de sinterizado.

Inicialmente, en el **Cerec® inLab** el captador láser era el existente en la unidad fresadora (**Cerec® Scan**) que realiza la captación de la imagen a partir de un modelo de yeso, con una exactitud de 5µm aproximadamente y angulación de 0°, +45°; el escaneado posterior se hace del modelo de trabajo obtenido previamente tras la toma de una impresión convencional, para lo cual se requiere una escayola escaneable extradura de grado de dureza 4 (**Fig. 14**).<sup>141</sup>

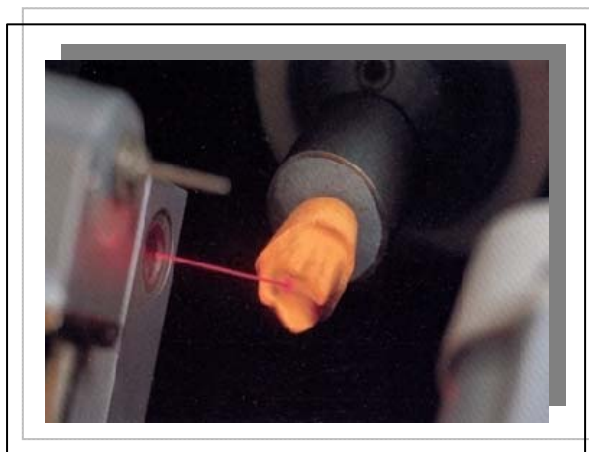
Una vez vaciado el modelo, se coloca en el soporte del **Cerec® Scan** para fijarlo a la plataforma del escáner. A continuación se orienta para la óptima impresión óptica de la preparación, espolvoreando el contraste de óxido de titanio e introduciendo el modelo en la cámara de fresado para iniciar el escaneado (lectura láser) de su superficie.

Una vez terminado, su imagen digital aparece en la pantalla del ordenador y se procede al diseño de la restauración que gracias al nuevo software, dicho diseño, puede realizarse en tan sólo 5 minutos ya que posee un localizador de márgenes automático, con la opción de modificarlo a voluntad si lo creemos conveniente. Posteriormente el sistema nos propondrá una cofia, en la que, si lo consideramos necesario, todavía podemos realizar las oportunas correcciones. El grosor de la cofia nos lo proporciona el programa con los parámetros que nos recomienda el fabricante del material que vamos a fresar, ya sea *Alúmina, Zirconia o Zirconio*.

El software para **Cerec® inLab** tiene varios componentes según la estructura a realizar. Para la confección de coronas de recubrimiento parcial o armazones de puente, bien mediante **CAD/CAM**, o previo encerado de la estructura, el software indicado es el *Framework 3D* o el *Wax-Up 3D* respectivamente. En el caso de inlays, onlays y coronas, se utiliza el programa *VInCrOn 3D*. Por último, para la realización de coronas telescópicas primarias o pilares de implantes se utiliza o bien el *WaxUp 3D* o el *Abutment 3D*.

Cuando finaliza dicho paso, se activa el proceso de tallado, antes del cual, el ordenador guarda automáticamente la información y propone un bloque de material concreto para el fresado pertinente de la restauración establecida. Actualmente, en un periodo de 20 minutos aproximadamente, dependiendo del tamaño de la cofia a confeccionar, tendremos la estructura fresada.

Una vez finalizado el proceso, se obtiene una estructura “semielaborada” o “semicharside”, es decir, la estructura de la futura restaración, que está lista para ser infiltrada y revestida por la porcelana correspondiente según el tipo de cerámica que se haya utilizado. Al tener el control del antagonista, podemos saber qué altura en milímetros tendremos disponibles para aplicar la cerámica de recubrimiento.



**Fig. 14.** Detalle del escaneo con el sistema Cerec® inLab.

En su inicio, con el sistema **Cerec® inLab** se podía tallar una restauración diseñada anteriormente mientras se diseña una nueva virtualmente, pero no se podía escanear otra preparación a la vez que se realiza un tallado.

Por ello a principios de 2005 salió al mercado un nuevo miembro opcional de la familia **Cerec®**, el escáner **Cerec® in Eos** (utilizado en este estudio), un nuevo escáner para el laboratorio que hace que las unidades de escaneado y fresado funcionen independientemente y, se puede tallar una restauración mientras se escanea y diseña la siguiente.

Además, se pueden almacenar varios escaneados en el ordenador, que se van pasando a la unidad de diseño conforme se van terminando los anteriores. El escáner **inEos** tiene 2 modos de escaneado óptico: el *rotacional* y el de *visión general*. El primero de ellos es perfecto para restauraciones unitarias. Toma 8 fotos mientras el troquel gira, junta las imágenes tridimensionales obtenidas y presenta una imagen que puede verse en sus 360° en tan sólo 29 segundos. El modo de visión general está más indicado para puentes, coronas de recubrimiento total, inlays y onlays. Permite sacar hasta 25 fotos poniendo el modelo en un soporte especial para crear una imagen de 360° tanto de un diente como de una arcada completa. Una vez obtenida la imagen digital, el diseño se puede comparar con el modelo antagonista usando el antagonista virtual, el registro de mordida virtual o con los dientes “ideales” que el software **Cerec® inLab** contiene en su biblioteca.<sup>142</sup>

El sistema **Cerec® inLab** ofrece diversidad en sus prestaciones permitiendo así la confección de estructuras de coronas<sup>143</sup> y puentes de varias piezas, telescópicas primarias, carillas, onlays, inlays e incluso estructuras sobre implantes, que deberán ser posteriormente recubiertas con las cerámicas de recubrimiento correspondientes a la cerámica utilizada para las cofias.<sup>37, 144, 145</sup>

El sistema **Cerec® inLab** permite el uso de múltiples bloques cerámicos comercializados por diferentes casas comerciales; de este modo, la casa **VITA®**, presenta diversidad de cerámicas, como son *Zirconia*, *Alumina*, *Spinell*, *Zirconio*, comercializados como cerámicas estructurales **In-Ceram®** (**VITA In-Ceram® Alumina**, **VITA In-Ceram® Spinell**, **VITA In-Ceram® Zirconio**, **VITA In-Ceram® YZ**, todos ellos, bloques presinterizados, lo que hace que sean más fácilmente fresados, ya que esta cerámica no alcanza la fuerza máxima hasta el infiltrado vítreo. Una vez realizada la cofia, y el infiltrado vítreo pertinente, ésta es recubierta con porcelana **VITADUR ALPHA®**.<sup>100, 114, 146</sup>

Asímismo, el sistema **Cerec<sup>®</sup> inLab** puede emplear los bloques comercializados por la casa Ivoclar-Vivadent<sup>®</sup>, **IPS e.max CAD<sup>®</sup>** (bloque de vitrocerámica a base de disilicato de litio) e **IPS e.max ZirCAD<sup>®</sup>** (cerámica circoniosa estabilizada con itrio). Como los de la casa Vita<sup>®</sup>, estos bloques también son presinterizados, facilitando su fresado.<sup>147</sup>

### ***1.7. Preparación de dientes pilares para CAD/CAM.***

El tallado en prótesis para dientes en los que se utilizará esta tecnología no difiere mucho de las preparaciones convencionales. Especialmente hay que tener cuidado en cumplir los grosores mínimos necesarios para garantizar la resistencia de las restauraciones cerámicas, y valorar que el espacio para los conectores cerámicos, en los puentes, sea suficiente (7-9 mm<sup>2</sup>) para utilizar estos materiales.

Con respecto al margen, los sistemas indican dos tipos de margen:

1. Hombro con ángulo interno redondeado.
2. Chamfer profundo/aplanado (con bordes redondeados).

Se evitarán las espículas marginales producidas al profundizar en exceso el diamante con punta redonda y los hombros rectos quedan totalmente descartados ya que el escáner no puede leer ángulos agudos.<sup>141, 148</sup>

Es importante no realizar ángulos rectos para facilitar la digitalización de la preparación, independientemente del proceso que el sistema utilice (a partir de una imagen óptica por cámara CCD, por láser o mecánica).

Las caras axiales presentarán una ligera convergencia hacia la cara oclusal, entre los 4° y 15°, valorando la retención que será mayor para una corona unitaria y no tanto para un pilar de puente. La profundidad de tallado deberá ser de 0,8-1,5 mm.

La cara oclusal se tallará siguiendo la morfología de las cúspides, surcos y vertientes, pero de una forma más suave (más plana) y tallando las cúspides funcionales en dos vertientes. El tallado

deberá ser de 1,5-2mm de profundidad. Las zonas retentivas pueden ser obturadas por el protésico con cera o resina.<sup>149</sup>

Todos los ángulos de la preparación deberán redondearse, evitando depresiones y cavidades profundas, para eliminar posibles puntos de estrés para la cerámica; las superficies han de estar bien pulidas para facilitar la digitalización del modelo en los procedimientos de laboratorio.<sup>12, 146, 150-2</sup>

### ***1.8. Cerámicas en odontología.***

Básicamente, los sistemas **CAD/CAM** surgieron con la idea de procesar material cerámico como alternativa a los materiales odontológicos que existían en aquellos momentos, específicamente la amalgama de plata. Así comenzaron los sistemas **Cerec<sup>®</sup>** y **Celay<sup>®</sup>** con el empleo de cerámica feldespática.

En la actualidad, son muy diversos los materiales cerámicos que se utilizan con esta tecnología además de utilizarse otros muchos basados en composites, y metales, de entre los que destaca el titanio.

Desde la antigüedad la cerámica ha sido utilizada por el hombre. Aparece en el Neolítico y fue desarrollada por las antiguas civilizaciones que le confirieron rasgos peculiares por la forma de los vasos, el estilo de su decoración, las particularidades del color, el esmalte, etc. La invención de la porcelana (cerámica de mayor calidad y características) tuvo lugar en China durante la dinastía *Tang* (618-906) y tardó poco en ser conocida y fabricada en Europa. Sin embargo, la historia de las porcelanas como material dental no se extiende a más de 200 años.

La introducción de la porcelana en odontología tiene lugar en 1774 gracias a un farmacéutico francés, *Alexis Duchateau* (1714-1792), promovido por la observación de que los recipientes de porcelana que contenían las sustancias químicas que empleaba en su trabajo no sufrían cambios de color ni de textura. Los problemas con que se encontró durante la fabricación fueron superados cuando se asocia con un dentista, *Dubois de Chémant*, que mejoró sustancialmente el método de fabricación superando en parte los problemas inicialmente encontrados.

En 1903, el norteamericano *Charles H. Land* (1847-1919) fabricó la primera corona completa de porcelana empleando para ello una cerámica feldespática que se fundía sobre una matriz de platino. La fragilidad y los inadecuados ajustes marginales de estas coronas restringieron su uso al sector anterior por motivos estéticos.

En 1965, *McLean* y *Hughes* marcan un hito al introducir en el mercado la porcelana aluminosa, más resistente que la feldespática convencional. Lo novedoso fue que, colocando sobre un núcleo de óxido de aluminio porcelanas feldespáticas se mejoraban sustancialmente las propiedades de las cerámicas puras. No obstante, presentaban problemas como la mayor opacidad y ser más blanquecinas, por lo que los requerimientos estéticos implicaban un tallado muy agresivo y, además, no resolvían el problema de la adaptación marginal. Poco después, en 1967, *Buonocore* introduce la técnica del grabado ácido que permitió adherir con resinas reforzadas finas carillas de porcelana en dientes antiestéticos, evitando la necesidad de realizar coronas totales.

Desde los años ochenta las aportaciones en este campo han sido constantes. En 1983 se introduce el sistema cerámico **Cerestore**<sup>®</sup>, con mayor contenido en alúmina lo que aumento las indicaciones de la cerámica para los sectores posteriores dada su alta resistencia y baja contracción. A mediados de esta década tan fructífera, *Mörmann* y *Brandestini* hacen posible la aplicación de los sistemas **CAD/CAM** a la odontología creando el sistema **Cerec**<sup>®</sup> para la realización de restauraciones de porcelana sin necesidad de laboratorio, tal y como hemos comentado con anterioridad.

En 1991 fue introducido el sistema **IPS Empress**<sup>®</sup>, suponiendo la llegada del sistema de impresión cerámica por calor, una gran innovación en la obtención de inlays, onlays y coronas libres de metal. Un cambio en su composición estructural para la consecución de una mayor resistencia mecánica, dió lugar a la aparición del sistema **IPS Empress**<sup>®</sup> 2 en 1998, con mayores posibilidades terapéuticas.

Desde ese momento, aparecen las nuevas porcelanas de alta resistencia y baja contracción tales como **Vita**<sup>®</sup> **In Ceram**, **Procera**<sup>®</sup> **All Ceram** o las cerámicas basadas en el *óxido de zirconia* que posibilitaron la ampliación, con reservas, de sus indicaciones a la realización de puentes de hasta tres unidades o incluso cuatro para las de *óxido de zirconio*.

A pesar de que, como ya hemos visto, las coronas jacket son una realidad desde hace muchos años, es en la década de los ochenta cuando se produce un hito en este campo, con la aparición de las cerámicas aluminosas. A partir de ese momento surgen procedimientos revolucionarios entre los que destacan los sistemas *CAD/CAM* que han supuesto un giro de 180 grados en el concepto de fabricación en prótesis fija.

El deseo de la alta estética y búsqueda de la máxima biocompatibilidad ha hecho que en los últimos años las cerámicas obtenidas por *CAD/CAM* se estén instaurando progresivamente en los laboratorios de prótesis y, en consecuencia, en nuestras consultas.<sup>153, 154</sup>

Al hablar de este tipo de materiales cerámicos manufacturados industrialmente para ser utilizados en restauraciones dentales por el procedimiento de *CAD/CAM*, los autores de los trabajos consultados están de acuerdo en su fiabilidad, porque al ser producidos como bloques cerámicos, y no necesitar las altas temperaturas de las cerámicas procesadas en el laboratorio dental, suponen un bajo riesgo de producir imperfecciones.

El mayor y más rápido desarrollo de todo este elenco de materiales se debe, en gran parte, a que en los últimos tiempos se ha producido un aumento de la demanda de restauraciones estéticas por parte de los pacientes en odontología. Esto ha condicionado que las restauraciones cerámicas sin metal se hayan puesto en el punto de mira en el campo de la prótesis fija. Las restauraciones totalmente cerámicas constituyen un modelo estético difícil de imitar por otros medios restauradores ya que permiten una mejor transmisión de la luz a través del mismo.

Además de la estética, otras ventajas han propiciado el enorme interés por las cerámicas como son su biocompatibilidad, estabilidad del color, baja conductividad térmica y resistencia a la degradación en el medio oral.

Sin embargo, sus indicaciones han estado limitadas por numerosos problemas como la baja resistencia de las cerámicas convencionales y sus complejas técnicas de fabricación. El reto de las investigaciones ha sido desarrollar sistemas cerámicos en los que se dé una simbiosis perfecta entre estética y resistencia mecánica que posibilite el reemplazo de las restauraciones ceramo-metálicas, y parece que, a día de hoy, eso es posible.

### **1.8.1. Clasificación de las cerámicas dentales.**

Existen distintas clasificaciones para las porcelanas dentales según diferentes parámetros tenidos en cuenta: <sup>155</sup>

1. Temperatura de sinterización.
2. Técnica de confección.
3. Composición química.

#### **1.8.1.1. Temperatura de sinterización.**

Según sea el aporte térmico se pueden clasificar a las porcelanas en cuatro tipos:

- *Alta sinterización* (por encima de 1300°C)
- *Media sinterización* (1050-1300°C)
- *Baja sinterización* (850-1050°C)
- *Muy baja sinterización* (por debajo de 850°C).

Las cerámicas de alta sinterización son las empleadas en la industria para la fabricación de dientes de porcelana a gran escala, brackets estéticos, bloques cerámicos para tecnología *CAD/CAM* y cualquier otro dispositivo o instrumento cerámico de uso clínico. Aunque, en ocasiones, se han usado también para la confección de coronas jacket de porcelana. Sin embargo, con los nuevos sistemas de *óxido de zirconio* se han incorporado también al laboratorio dental donde se utilizan para procesar las estructuras internas de las restauraciones totalmente cerámicas. <sup>156</sup>

#### **1.8.1.2. Técnica de confección.**

Realizaremos esta clasificación analizando exclusivamente la forma de confección en el laboratorio ya que resulta lo más representativo y útil. Siguiendo este criterio, los sistemas cerámicos se pueden clasificar en tres grupos:

#### **1.8.1.2.1. Técnica de condensación.**

Con ésta técnica se elaboran las porcelanas mediante condensación de la cerámica en sucesivas capas, hasta obtener la morfología final, previa a la fase de cocción. La técnica de condensación se puede realizar:

- Sobre Hoja de Platino.
- Sobre cofias metálicas.
- Sobre modelos de revestimiento.

#### **1.8.1.2.2. Técnica de sustitución a la cera perdida.**

Estas técnicas están basadas en el modelado de un patrón de cera que posteriormente se transformará mediante diferentes técnicas, en una cofia interna o una restauración completa de porcelana tal y como clásicamente se efectúa con el metal. Así distinguimos:

- Técnica de colado.
- Técnica de inyección por presión, como es el sistema **IPS Empress® 2**, objeto de estudio de esta Tesis Doctoral.

#### **1.8.1.2.3. Técnica de procesado por ordenador.**

Actualmente, no existe suficiente evidencia científica para determinar cuál es el mejor procedimiento. Sin embargo, en lo que sí están de acuerdo la mayoría de los autores es que en el futuro, la tecnología **CAD/CAM** se impondrá a la técnica de confección manual; no obstante, no podemos conocer la verdadera ventaja de estos sistemas sin estudios sobre este parecer que determinen el mejor comportamiento de las restauraciones confeccionadas con los mismos, razón de peso que nos impulsó a realizar este trabajo de investigación.

### **1.8.1.3. Composición química.**

Las cerámicas son materiales de naturaleza inorgánica, formados mayoritariamente por elementos no metálicos, que se obtienen por la acción del calor y cuya estructura final es parcial o totalmente cristalina. La gran mayoría de las cerámicas dentales, tienen una estructura *mixta*, es decir, son materiales compuestos formados por una *matriz vítrea* (cuyos átomos están desordenados)

en la que se encuentran inmersas partículas más o menos grandes de minerales cristalizados (cuyos átomos sí que están dispuestos uniformemente).

Es importante señalar que la *fase vítrea* es la responsable de la estética de la porcelana (proporciona la translucidez), mientras que la *fase cristalina* es la responsable de la resistencia. Por lo tanto la microestructura de la cerámica tiene una gran importancia clínica ya que el comportamiento estético y mecánico de un sistema depende directamente de su composición.<sup>87</sup>

Por ello, conviene recordar los cambios estructurales que se han producido en las porcelanas a lo largo de la historia hasta llegar a las actuales cerámicas.

Químicamente, las porcelanas dentales se pueden agrupar en tres grandes familias:<sup>87</sup>

- **Feldespáticas:**
  - Convencionales
  - Alta resistencia.
- **Aluminosas:**
  - Convencionales.
  - Alta resistencia.
- **Zirconiosas.**

#### ***1.8.1.3.1. Cerámicas feldespáticas.***

Las primeras porcelanas de uso dental tenían la misma composición que las porcelanas utilizadas en la elaboración de piezas artísticas. Contenían exclusivamente los tres elementos básicos de la cerámica: feldespato, cuarzo y caolín. Con el paso del tiempo, la composición de estas porcelanas se fue modificando hasta llegar a las actuales cerámicas feldespáticas, que constan de un magma de feldespato en el que están dispersas partículas de cuarzo y, en mucha menor medida, caolín. El feldespato, al descomponerse en vidrio, es el responsable de la translucidez de la porcelana. El cuarzo constituye la fase cristalina. El caolín confiere plasticidad y facilita el manejo de la cerámica cuando todavía no está cocida. Además, para disminuir la temperatura de

sinterización de la mezcla siempre se incorporan “fundentes”. Conjuntamente, se añaden pigmentos para obtener distintas tonalidades.

Al tratarse básicamente de vidrios poseen unas excelentes propiedades ópticas que nos permiten conseguir unos buenos resultados estéticos; pero al mismo tiempo son frágiles y, por lo tanto, no se pueden usar en prótesis fija si no se “apoyan” sobre una estructura. Por este motivo, estas porcelanas se utilizan principalmente para el recubrimiento de estructuras metálicas o cerámicas.

Debido a la demanda de una mayor estética en las restauraciones, se fue modificando la composición de las cerámicas hasta encontrar nuevos materiales que tuvieran una tenacidad adecuada para confeccionar restauraciones totalmente cerámicas. En este contexto surgieron las porcelanas *feldespáticas de alta resistencia*.<sup>157</sup>

Éstas tienen una composición muy similar a la anteriormente descrita. Poseen un alto contenido de feldespatos pero se caracterizan porque incorporan a la masa cerámica determinados elementos que aumentan su resistencia mecánica (100-300MPa).<sup>87, 114, 158-67</sup>

Así, distinguimos entre distintos tipos de cerámicas feldespáticas de alta resistencia según las partículas que se añadan a su composición química:<sup>168</sup>

- Reforzadas con *leucita*: entre este tipo destacamos las cerámicas **CAD/CAM ProCad®**, sustituido posteriormente por el **IPS Empress® CAD**.
- Reforzadas con *óxido de aluminio*: entre ellas se encuentran los bloques cerámicos **CAD/CAM Vitablocks® Mark II**.
- Reforzadas con *disilicato de litio*: destacamos **IPS Empress® 2**, que también presenta ortofosfato de litio en su composición. La presencia de estos cristales mejora la resistencia pero también aumenta la opacidad de la masa cerámica. Por ello, con este material solamente podemos realizar la estructura interna de la restauración. Para conseguir un buen resultado estético, es necesario recubrir este núcleo con una porcelana feldespática convencional.<sup>87, 162, 169, 170</sup>

Una mejora en la homogeneidad cristalina posibilitó la aparición de **IPS e.max<sup>®</sup> Press/CAD**, reforzada solamente con cristales de disilicato de litio, por lo que ofrece una resistencia a la fractura al igual que en el sistema anterior, sobre estas cerámicas se aplica una porcelana feldespática convencional para realizar el recubrimiento estético mediante la técnica de capas.<sup>171</sup>

Posteriormente, en el apartado de *material y método* de este estudio, procederemos a un mayor desarrollo de las cerámicas empleadas en el mismo, **ProCad<sup>®</sup>**, **Vitablocks<sup>®</sup> Mark II** e **IPS Empress<sup>®</sup> 2**.

#### **1.8.1.3.2. Cerámicas aluminosas.**

En 1965, *McLean y Hughes* abrieron una nueva vía de investigación en el mundo de las cerámicas sin metal. Estos autores incorporaron a la porcelana feldespática cantidades importantes de *óxido de aluminio* reduciendo la proporción de cuarzo. El resultado fue un material con una microestructura mixta en la que la alúmina, al tener una temperatura de fusión elevada, permanecía en suspensión en la matriz.<sup>172</sup>

Estos cristales mejoraban extraordinariamente las propiedades mecánicas de la cerámica. Esta mejora en la tenacidad de la porcelana animó a realizar coronas totalmente cerámicas.

Sin embargo, pronto observaron que este incremento de *óxido de aluminio* provocaba en la porcelana una reducción importante de la translucidez, que obligaba a realizar tallados agresivos para alcanzar una buena estética.

Cuando la proporción de alúmina supera el 50% se produce un aumento significativo de la opacidad. Por este motivo, en la actualidad las cerámicas de alto contenido en *óxido de aluminio* se reservan únicamente para la confección de estructuras internas, siendo necesario recubrirlas con porcelanas de menor cantidad de alúmina para lograr un buen mimetismo con el diente natural.

Los sistemas más representativos son **In-ceram<sup>®</sup> Alumina (Vita<sup>®</sup>)**, **In-Ceram<sup>®</sup> Spinell (Vita<sup>®</sup>)**, **In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia (Vita<sup>®</sup>)** y **Procera<sup>®</sup> AllCeram (Nobel<sup>®</sup> Biocare)**<sup>114, 167, 146, 173-82</sup>

En el capítulo *material y método* desarrollaremos con mayor detenimiento el sistema **In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia**.

#### 1.8.1.3.3. Cerámicas zirconiosas.

Este grupo es el más novedoso y el que ha supuesto el mayor *boom* en el desarrollo de las cerámicas dentales para sectores posteriores.

El zirconio, como elemento, está agrupado dentro de los metales en la tabla periódica (número atómico 40), por ello va a gozar de las características propias de los metales en cuanto a resistencia, comportamiento óptico y químico se refiere. Es un metal blanco grisáceo, brillante y muy resistente a la corrosión. Es más ligero que el acero con una dureza similar a la del cobre.

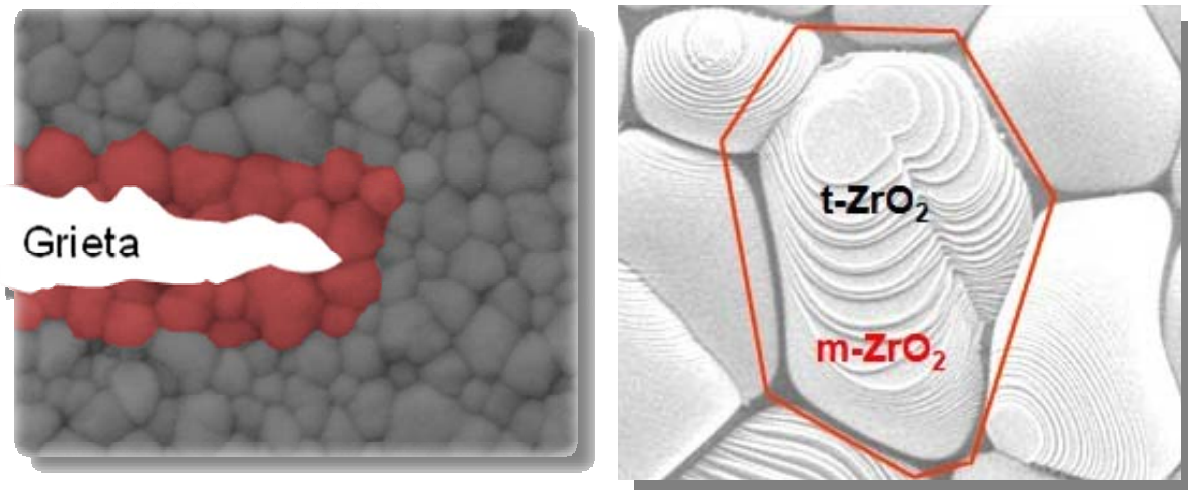
El *óxido de zirconio* ( $ZrO_2$ ) fue descubierto por *Hussak* en 1892 bajo la forma de badeleyita. Ha sido utilizado durante décadas en la industria con diferentes fines y actualmente está emergiendo en la industria dental, debido a sus propiedades tanto mecánicas como ópticas.

Actualmente, la principal fuente de obtención de circonia son las arenas australianas que contienen *silicato de zirconio* ( $ZrSiO_4$ ), denominado circón.

El *óxido de zirconio* puro puede encontrarse en función de la temperatura, en tres formas cristalinas: cúbica, tetragonal y monoclinica; pudiendo presentarse también con forma ortorrómbica a altas presiones. La cristalización en estructura monoclinica, es como aparece en la naturaleza, es decir, a temperatura ambiente, la circonia cristaliza en forma monoclinica y la cristalización en estructura tetragonal metaestable estabilizada gracias al *ytrio*, es como se manipula y se presenta de manera comercial, al calentarse a  $1.170^{\circ}C$ , sufriendo una transformación alotrópica. Si la temperatura sigue aumentando hasta alcanzar los  $2.370^{\circ}C$  se produce el cambio a estructura cúbica, fase en la que se mantiene hasta llegar a su punto de fusión ( $2.680^{\circ}C$ ).<sup>183</sup>

A nivel odontológico, estas cerámicas de última generación están compuestas por *óxido de zirconio* altamente sinterizado (95%), estabilizado parcialmente con *óxido de ytrio* (5%). El *óxido de zirconio* ( $ZrO_2$ ) también se conoce químicamente con el nombre de *zirconia* o *circona*. La principal característica de este material es su elevada tenacidad debido a que su microestructura es totalmente cristalina y además posee un mecanismo de refuerzo denominado “*transformación resistente*”,

“transformación de endurecimiento” o “robustecimiento de la transformación”. Este fenómeno descubierto por *Garvie & cols.* en 1975 consiste en que la circonia parcialmente estabilizada ante una zona de alto estrés mecánico como es la punta de una grieta sufre una transformación de fase cristalina, pasa de forma tetragonal a monoclinica, adquiriendo un volumen mayor (**Fig. 15**).



**Fig. 15.** Transformación de fase cristalina en la circonia.

De este modo, se aumenta localmente la resistencia y se evita la propagación de la fractura. Esta propiedad le confiere a estas cerámicas una resistencia a la flexión entre 1.000 y 1.500 MPa, superando con un amplio margen al resto de porcelanas, presentando una tenacidad de rotura de 9 MPa M<sup>1/2</sup>. 87, 184, 185

Por ello, al zirconio se le considera el “acero cerámico”. Estas excelentes características físicas han convertido a estos sistemas en los candidatos idóneos para elaborar: componentes de las prótesis de cadera<sup>18</sup> (en el campo de la medicina), pernos radiculares prefabricados, pilares cerámicos para implantes en zonas muy exigentes desde el punto de vista estético, prótesis cerámicas en zonas de alto compromiso mecánico.

Su alta resistencia permite prácticamente cualquier indicación, aunque destacan la realización de coronas, puentes de 3-6 unidades y estructuras sobre implantes.

Cada casa comercial realiza sus propios bloques para cada sistema **CAD/CAM** concreto, existiendo múltiples marcas comerciales de *óxido de zirconio*, como **VITA In-Ceram<sup>®</sup> YZ CUBES**, **IPS e.max<sup>®</sup> ZirCAD**, **ZH-Blanks** en **KaVo EVEREST<sup>®</sup>**, **Cercon<sup>®</sup> Base** en **Cercon Smart Ceramics<sup>®</sup>**, **Procera<sup>®</sup> All Zirkon** para **Procera<sup>®</sup>**, etc.

Estos bloques presentan un prensado isostático y una alta sinterización; y sólo pueden ser fresados por sistemas que tengan la capacidad de conversión, es decir, que la estructura una vez fresada es un 20-30% mayor que el resultado final cuando esté totalmente sinterizado a una temperatura de 1.300-1.500°C.

Estos bloques llevan un código de barras que permite al sistema **CAM** realizar el fresado según la contracción de sinterización.<sup>187</sup>

El nuevo reto de la investigación es aumentar la fiabilidad de las estructuras cerámicas monofásicas aluminosas y circoniosas. Recientemente, se ha demostrado que la circonia tetragonal metaestable en pequeñas proporciones (10-15%) refuerza la alúmina de forma significativa.<sup>188, 189</sup>

No obstante existen sistemas que realizan el fresado de este material endurecido, evitando su posterior cocción, pretendiendo obtener mejores resultados de resistencia; este es el caso, por ejemplo, de **DC-Zirkon<sup>®</sup>**, para el sistema **DCS<sup>®</sup>**, *óxido de zirconio* de fresado en duro, no precisando sinterización. Sus indicaciones son la confección de puentes de hasta 14 piezas. De entre sus propiedades destacan su color blanco, su alta dureza (fuerza flexural de 1.200Mpa) y pureza (Zr) del 99,9%.<sup>190</sup>

Este tipo de cerámica se perfila como un material, de los más estables, muy prometedor para la fabricación de subestructuras de puentes tanto a nivel del sector anterior como posterior.<sup>1, 150, 155, 156, 191-203</sup>

## 1.9. Ajuste marginal.

### 1.9.1. 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>204, 205</sup>

El *ajuste marginal* es uno de los criterios más importantes para el éxito a largo plazo de las restauraciones de prótesis fija, junto a otros criterios también importantes como son la resistencia a la fractura y la estética; siendo dicho ajuste marginal, 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>13, 206, 207</sup>

Se ha sugerido como objetivo clínico, un rango de 20 a 40  $\mu\text{m}$  para la adaptación marginal de las restauraciones cementadas.<sup>207-15</sup>

En Odontología ha existido durante mucho tiempo una discusión acerca del grado de *discrepancia marginal* (dimensión vertical desde la línea de terminación de la preparación hasta el margen cervical de la restauración) aceptable, que no resulte en efectos deletéreos en la estructura dentaria o el tejido circundante. Se ha publicado un espacio marginal que oscile entre 10 y 500  $\mu\text{m}$ , con valores medios de 50 a 100  $\mu\text{m}$ ; se han encontrado incluso valores más altos para las discrepancias incisal/oclusal.<sup>13, 207, 216, 217</sup>

**McLean & Von Fraunhofer** en sus estudios clínicos examinaron 1.000 coronas clínicamente durante un período de cinco años y concluyeron que **una apertura marginal inferior o igual a 120  $\mu\text{m}$  era clínicamente aceptable**<sup>206, 218</sup>, cifra que todos los autores aceptan de forma unánime.

Estudios sobre otros sistemas de restauraciones unitarias con cerámica total, han reseñado hendiduras marginales medias a menudo inferiores a 155  $\mu\text{m}$ , pero en un rango de 0-313  $\mu\text{m}$ .<sup>219, 220</sup>

La mayoría de los artículos consultados a este respecto coinciden en que ajustes marginales en torno a  $100\mu\text{m}$ <sup>13, 221</sup> y no superiores a  $120\mu\text{m}$  se consideran aceptables a nivel clínico, en relación a la predictibilidad de las restauraciones.<sup>222-4</sup>

Sin embargo, hay autores que consideran como aceptable, a la hora de hablar de restauraciones totalmente cerámicas, desajustes superiores a  $120\mu\text{m}$ , por la escasa solubilidad a los fluidos orales que presentan las resinas compuestas utilizadas para la cementación de dichas rehabilitaciones cerámicas, compensando así la discrepancia marginal.<sup>225-38</sup>

La falta de sellado marginal posee manifestaciones clínicas que pueden aparecer aisladas o combinadas y que se clasifican en *biológicas* (afectan a la salud de los tejidos orales gingivales y dentarios)<sup>229-38</sup>, *estéticas* (consecuencia de las biológicas y que afectan al aspecto del paciente)<sup>239</sup> y *mecánicas* (afectan a la integridad, retención y durabilidad de las restauraciones), basadas estas últimas en la premisa de que cuanto mayor sea el contacto entre la superficie interna de la restauración y el diente, mayor será la retención. De este modo, cuando existen discrepancias marginales las descementaciones son más frecuentes.<sup>240-2</sup>

Por lo tanto, el desajuste de las restauraciones en 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 al quedar éste expuesto al entorno oral, permitiendo, dicho suceso, la percolación de bacterias, pudiendo ser una de las causas de inflamación pulpar e incluso de la necrosis de la misma. Todo ello puede desembocar en un fracaso de la restauración.<sup>242-52</sup>

Generalmente, la evaluación de la discrepancia marginal de las restauraciones de prótesis fija depende de numerosos factores. Los puntos de referencia para las mediciones, así como la propia definición de ajuste, varían mucho dependiendo de los investigadores, y muchos estudios llegan a conclusiones basados en sus propias definiciones. A menudo, el mismo término se utiliza para referirse a diferentes mediciones o se emplean distintos términos para hacer referencia a una misma medición. Esto supone una constante fuente de confusión cuando se analizan los diferentes estudios al respecto, demostrando la dificultad inherente cuando se pretende llegar a conclusiones concretas.<sup>253, 254</sup>

Son muchos los estudios que han hecho referencia a medidas de ajuste relativas a la *adaptación marginal, adaptación interna, asiento vertical, apariencia radiográfica y adaptación clínica* de las restauraciones.

Los estudios relacionados con el diseño de las preparaciones, con la configuración marginal, el acabado marginal, el material de confección y el grosor del cemento influyen también cuando se quieren obtener conclusiones que hagan referencia al ajuste y resistencia de las restauraciones.

### **1.9.2. Terminología.**

El **ajuste** de una restauración puede definirse de forma más sencilla en términos de *desajuste*, medido en varios puntos entre la superficie interna o externa de la restauración y el diente pilar.

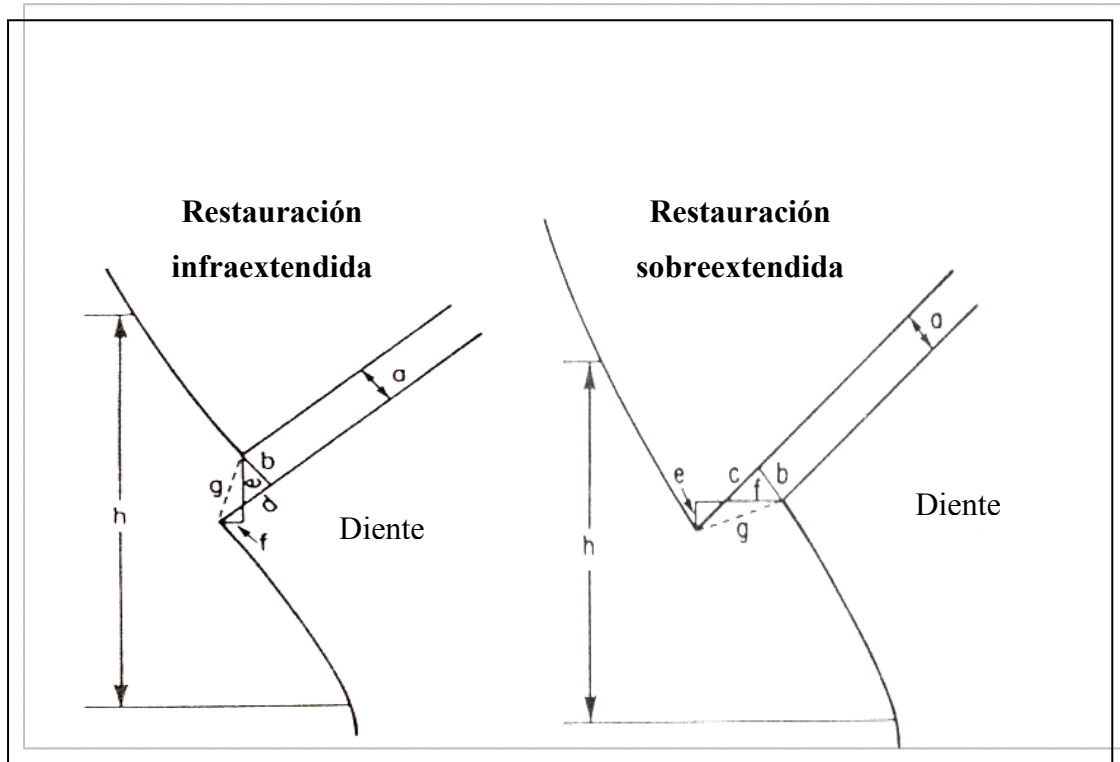
**Holmes** describe, de forma sencilla, las diferentes medidas que analizan el *desajuste* de una restauración, y que han optado por seguir numerosos autores para posteriores investigaciones.<sup>221, 253, 254, 257</sup>

Es por ello que se expone a continuación.

- *Ajuste marginal*: distancia más corta entre la cofia y la superficie del muñón.
- *Discrepancia marginal horizontal*: componente horizontal del ajuste marginal.
- *Discrepancia marginal vertical*: componente vertical del ajuste marginal.
- *Discrepancia marginal absoluta*: medida desde el margen de la cofia al ángulo cavosuperficial del muñón.
- *Adaptación interna*: desajuste perpendicular medido entre la superficie interna de la cofia y la pared axial de la preparación.
- *Discrepancia axial*: la medida perpendicular desde la superficie interna de la cofia a la pared axial de la preparación, 2mm coronal al ángulo cavo superficial.

Según **Holmes**, la mejor alternativa para medir el desajuste de una restauración parece ser la *discrepancia marginal total*, ya que siempre será la medida de error de más tamaño en el margen, y refleja, por tanto, el desajuste total en ese punto.

La experiencia clínica y los datos empíricos determinan que el valor del ajuste marginal de una restauración no debe sobrepasar, en ningún caso, los 100  $\mu\text{m}$ .<sup>258, 259</sup>



**Esquema 1:** Terminología del desajuste de las restauraciones propuesto por *Holmes* en 1989, donde se representan con letras las siguientes medidas:

- a. adaptación interna
- b. ajuste marginal
- c. sobreextensión del margen
- d. infraextensión del margen
- e. discrepancia marginal vertical
- f. discrepancia marginal horizontal
- g. discrepancia marginal absoluta
- h. discrepancia axial

## **2. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS**

## 2. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

### 2.1 Justificación.

El grado de *discrepancia marginal absoluta o total*, concepto descrito por **Holmes**<sup>253</sup> como la máxima distancia que hay entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial del diente (medida correspondiente a la combinación angular del desajuste vertical y horizontal), es un factor fundamental para augurar la longevidad de las restauraciones de prótesis fija. Es, por lo tanto, el mejor índice para valorar la adaptación marginal.

El *ajuste marginal* de las restauraciones es un factor decisivo en cualquier sistema de confección de prótesis, tanto si se basa en técnicas convencionales como si se utilizan técnicas más modernas, como los sistemas **CAD/CAM**.<sup>197, 260</sup>

El ajuste preciso de los márgenes de la restauración, como indicamos anteriormente, es un factor de vital importancia para prevenir la inflamación gingival, así como para evitar la degeneración del agente cementante a causa del “gap” existente entre el pilar y la restauración, causante de la aparición de caries secundarias; factores todos ellos que pueden provocar el fracaso de la restauración.<sup>212, 246, 261-4</sup>

Del mismo modo, para estructuras implantosoportadas, un mal ajuste de una estructura colada puede conllevar fallos mecánicos a nivel de la restauración, de los componentes y de los propios implantes, que puede degenerar en la pérdida ósea periimplantaria por una inadecuada disipación de las fuerzas, así como la colonización bacteriana de dicha interfase prótesis-implante, con la consecuente afectación del espacio biológico.<sup>145, 265-76</sup>

El *ajuste marginal* de las restauraciones de prótesis fija es un factor de máxima importancia en el pronóstico de las mismas, íntimamente ligado al diseño de la línea de terminación gingival de la preparación dentaria. Por lo tanto, la preparación de pilares influye en el ajuste marginal mediante la línea de terminación.<sup>277, 278</sup>

La configuración del margen ha sido objeto de diversos estudios, ya que el éxito de una prótesis depende en gran medida de la exactitud con la que encaja sobre la línea de terminación tallada. De este modo, la falta de sellado está relacionada, en muchas ocasiones, con una mala elección o realización de dicha línea que se ha ido modificando en función de las exigencias estéticas y así las indicaciones de los distintos diseños marginales han ido variando a medida que evolucionaban los materiales restauradores. De manera que pasamos del filo de cuchillo utilizado en las coronas de oro <sup>219, 224, 279, 280</sup>, al durante muchos años empleado hombro recto para las coronas totalmente cerámicas (jacket de porcelana), pues mejoraba la resistencia a la fractura de estas restauraciones. <sup>226, 227, 277, 281, 282</sup>

Sin embargo aunque se han indicado diferentes diseños de líneas de terminación en las preparaciones dentarias por diferentes razones, sigue sin estar claro qué tipo de línea de terminación, si es que hay alguna, es la que ofrece mayores ventajas. <sup>283</sup>

Pero con la incorporación de las cerámicas de alto rendimiento, que ofrecían un mejor resultado que las clásicas porcelanas feldespáticas, surgió la idea de usar una línea de terminación más conservadora. Y así con el desarrollo de las porcelanas de nueva generación, se pone en entredicho el empleo del hombro recto como línea de terminación de estas restauraciones, y hay autores que recomiendan emplear otras configuraciones como el chamfer <sup>13, 76, 167, 191, 221, 281, 284-6</sup> y el hombro con ángulo gingivoaxial redondeado. <sup>177, 254, 287-95</sup>

Además, cuando se emplea la tecnología *CAD/CAM* es necesario que los márgenes sean redondeados, como ya indicamos anteriormente, para que los escáneres puedan registrar la zona axiogingival sin defectos. Por ello, actualmente se recomienda, en las prótesis cerámicas cementadas de alta resistencia, emplear el hombro redondeado o el chamfer (tipo de terminación utilizada en nuestro estudio). <sup>12, 113, 114, 166, 173, 178, 296-8</sup>

El incremento en el uso de restauraciones totalmente cerámicas, se debe a la facilidad que ofrecen para imitar las propiedades ópticas de los dientes naturales, solventando las demandas estéticas que aumentan con el transcurso de los años.

Dicho aumento de las expectativas estéticas por parte de los pacientes en nuestro ámbito social, ha hecho que la tendencia de nuestras restauraciones protésicas vaya dirigida a una integración con el entorno bucal y facial de dichos pacientes en lo referente a su color, textura, translucidez...; este hecho, junto al excepticismo en referencia a la aparición de procesos alérgicos en la cavidad oral por el empleo de metales, han potenciado el mayor desarrollo y uso de materiales cerámicos en el sector dental, sometidos a una evolución constante desde hace más de dos décadas, apareciendo alternativas para obtener los mejores resultados incluso en zonas posteriores.

Paralelamente al desarrollo de las cerámicas dentales e íntimamente ligados a las mismas, se han desarrollado los sistemas **CAD/CAM** (diseño asistido por ordenador / mecanización asistida por ordenador); el desarrollo de técnicas controladas por ordenador para la odontología restauradora tiene el objetivo de mejorar la calidad de los materiales y al mismo tiempo disminuir los costes de producción, al simplificar el método y reducir el tiempo empleado. No obstante, el uso de la tecnología informática sólo es justificable con la condición de que se puedan mejorar o, como mínimo, alcanzar las características reconocidas de calidad clínica y de materiales de las reconstrucciones odontológicas tradicionales.<sup>46</sup>

Así, otro factor que influye de forma directa en el sellado marginal es la *precisión* que se consigue en la elaboración de la restauración. Pero a pesar de que el objetivo principal de la tecnología **CAD/CAM** es la obtención de prótesis de gran exactitud, existen pocas investigaciones que analicen la influencia de estos procedimientos en la adaptación marginal. El ajuste de estas restauraciones depende de la resolución de la digitalización, de los parámetros del diseño informático y de la precisión del mecanizado. Sin embargo, todavía no existe suficiente evidencia científica para determinar qué sistema ofrece los mejores resultados.<sup>191</sup>

Estos sistemas<sup>47</sup> permiten elaborar restauraciones dentales con materiales de primera calidad y alta tecnología mediante el empleo de bloques homogéneos, presinterizados o sinterizados, que no son alterados durante la preparación, evitando así las variaciones dimensionales y la aparición de poros en las estructuras; del mismo modo, los ordenadores se hacen cargo de diferentes fases de trabajo rutinarias durante la fabricación, por lo que el proceso automatizado supone un ahorro de tiempo y, por tanto, de dinero, así como la disminución al máximo de posibles errores humanos.

A todas estas ventajas cabe añadir que, en el caso del sistema **Cerec® 3D**, sistema **CAD/CAM** de empleo clínico, reduce diversas etapas típicas del proceso de confección de restauraciones de prótesis fija, como la realización de impresiones convencionales y vaciado de las mismas, así como el encerado, colado o inyección de las estructuras, lo cual, evita tener que preparar provisionales, acortando o reduciendo a una sola el número de visitas, suponiendo, todo ello, un ahorro de costes y optimización del tiempo, prescindiendo de la labor del laboratorio.

Por lo tanto, estos sistemas **CAD/CAM** permiten, gracias a su procedimiento computerizado, obtener restauraciones de alta precisión (reproducible), calidad y tecnología, con una correcta oclusión que no requieren excesivas correcciones en boca.

No obstante, entre los **inconvenientes** de la tecnología computerizada en odontología podríamos destacar los altos costes (gran inversión requerida para su adquisición), y sobre todo, la necesidad de un adecuado entrenamiento y aprendizaje por parte del profesional para manejar el sistema y estar familiarizado con los aspectos clínicos y de laboratorio: la impresión óptica, la computadora, el software, el material, herramientas y maquinaria.<sup>81</sup>

A pesar de este hecho, los estudios existentes en relación al ajuste marginal de las restauraciones confeccionadas por el sistema **Cerec® 3D**, no incluyen la comparación entre sistemas **CAD/CAM** de empleo clínico directo, con otros sistemas **CAD/CAM** de laboratorio y con los métodos de confección de restauraciones cerámicas convencionales (*colado-inyección-cocción*), lo que conlleva, así mismo, una ausencia de análisis de la influencia del factor humano en la confección de la pieza protésica.

## 2.2 Hipótesis de trabajo.

En el presente estudio *in vitro* plantearon las siguientes **hipótesis nulas ( $H_0$ )**:

1. No existirán diferencias estadísticamente significativas, ni en la *discrepancia marginal absoluta* ni en la *aceptabilidad clínica*, de las restauraciones obtenidas en relación al sistema cerámico empleado, bloques cerámicos **Vitablocks<sup>®</sup> Mark II**, **ProCad<sup>®</sup>**, **In Ceram<sup>®</sup> Zirconia** y cerámica de inyección **IPS-Empress<sup>®</sup> 2**.
2. No existirán diferencias estadísticamente significativas, ni en la *discrepancia marginal absoluta* ni en la *aceptabilidad clínica*, de las restauraciones obtenidas en relación al método de confección utilizado, sistemas **CAD/CAM** clínico **Cerec<sup>®</sup> 3D** y de laboratorio **Cerec<sup>®</sup> inLab** y sistema cerámico de inyección **IPS-Empress<sup>®</sup> 2**.

### 2.3. *Objetivos.*

Los *objetivos* planteados en la presente investigación fueron los siguientes:

1. Evaluar los valores de *discrepancia marginal absoluta* obtenidos en las restauraciones confeccionadas con cuatro sistemas cerámicos: **Vitablock<sup>®</sup> Mark II**, **ProCad<sup>®</sup>**, **In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia** e **IPS Empress<sup>®</sup> 2**, y las diferencias existentes entre sí.
2. Analizar si la *discrepancia marginal absoluta* de las restauraciones totalmente cerámicas confeccionadas con tres métodos de elaboración (**Cerec<sup>®</sup> 3D**, **Cerec<sup>®</sup> inLab** y **Sistema convencional** de inyección de laboratorio -**IPS Empress<sup>®</sup> 2**-) se encuentra dentro de los límites aceptados clínicamente para prótesis fija, iguales o inferiores a 120  $\mu\text{m}$ , y sus diferencias.

### **3. MATERIAL Y MÉTODO**

### 3. MATERIAL Y MÉTODO

#### 3.1. Diseño y confección de las probetas.

Para la realización del presente trabajo de investigación se confeccionaron **120 muñones mecanizados de latón**.

Dichos muñones se fabricaron en el *Taller Central de Apoyo a la Investigación de la Facultad de Ciencias Físicas 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 8: Anexo 8.4.*), siguiendo el modelo empleado por la **Dra. Suárez** (*Profesora Titular del Departamento de Estomatología I*), para el desarrollo de su Tesis Doctoral.<sup>299</sup>

Las *probetas* simulaban un premolar superior tallado (**Figs. 16 y 17**), con la particularidad de que su contorno axial era circular para conseguir una simetría completa entre todas ellas. Las características de los muñones fueron las siguientes:

- Altura del muñón de 5mm.
- Diámetro oclusal 5mm.
- Muesca oclusal de 1mm de profundidad para simular las cúspides y evitar que las coronas giren sobre la preparación.
- Convergencia entre paredes axiales de 6°.
- Ángulos ocluso-gingivales redondeados.
- Línea de terminación:
  - Chámfer con contornos suaves de 1mm de espesor con ángulo axio-cervical de 120°.
- Base de 1mm de altura, con un saliente de 0.5mm.
- Todos los ángulos vivos fueron redondeados.



Figs. 16 y 17. Probetas vistas desde una visión lateral y oclusal.

### 3.2. Clasificación y numeración de las probetas.

La distribución de las probetas, se realizó de manera aleatoria, creándose **cuatro** grupos de **treinta** especímenes cada uno.

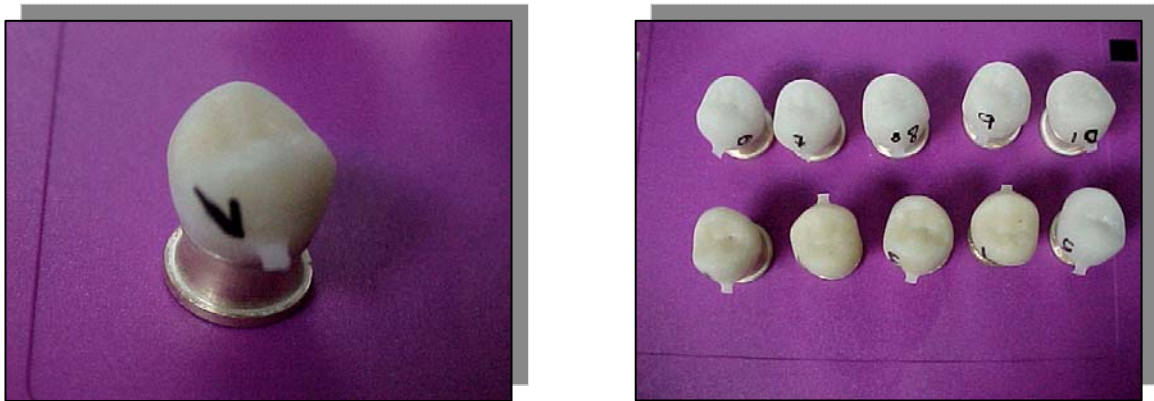
Los grupos formados fueron:

- **Grupo Vitablock Mark II:** para las coronas cerámicas *Vitablocks<sup>®</sup> Mark II* confeccionadas mediante el sistema *CAD/CAM Cerec<sup>®</sup> 3D*, llevado a cabo por un operador experimentado.
- **Grupo ProCad:** para las coronas cerámicas *ProCad<sup>®</sup>* confeccionadas mediante el sistema *CAD/CAM Cerec<sup>®</sup> 3D*, llevado a cabo por el mismo operador experimentado que en el grupo anterior.
- **Grupo Zirconia:** para las coronas cerámicas *Vita In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia Blanks* confeccionadas mediante el sistema *CAD/CAM Cerec<sup>®</sup> inLab*, realizadas por parte de un

técnico de laboratorio como único operador experimentado, siendo éste distinto a quien llevó a cabo la confección de las restauraciones con el sistema **CAD/CAM Cerec® 3D**.

- **Grupo *Empress***: para las coronas totalmente cerámicas confeccionadas mediante el sistema de inyección **IPS Empress® 2**, llevadas a cabo por un único operador experimentado, diferente a los dos anteriores.

Para el almacenaje de las muestras emplearemos una caja para cada grupo, teniendo éstas compartimentos individuales para cada una de las muestras. Numeraremos todas ellas, facilitando así el posterior análisis de las mismas (**Figs. 18 y 19**).



**Figs. 18 y 19. Probetas numeradas. Cerámica *Vitablock® Mark II* (Vita).  
Realizadas con el sistema **CAD/CAM Cerec® 3D**.**

### **3.3. Descripción y confección de las coronas.**

Se emplearon como objeto de estudio las cerámicas **IPS Empress® 2** (**Ivoclar - Vivadent®**), para la confección de coronas con el sistema de inyección “convencional”, bloques homogéneos

**Vitablocks<sup>®</sup> Mark II (Vita<sup>®</sup>)** y **ProCad<sup>®</sup> (Ivoclar - Vivadent<sup>®</sup>)**, cerámicas empleadas por el sistema CAD/CAM clínico **Cerec<sup>®</sup> 3D**; así mismo se emplearon bloques **Vita In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia Blanks (Vita<sup>®</sup>)** para la confección de las restauraciones con el sistema CAD/CAM de laboratorio **Cerec<sup>®</sup> In-Lab**.

De la fabricación de las coronas (**IPS Empress<sup>®</sup> 2** y **Vita In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia**) se encargaron dos técnicos dentales, cada uno de ellos especializado en la técnica pertinente; de la fabricación de las coronas **Vitablock<sup>®</sup> Mark II** y **ProCad<sup>®</sup>** con el sistema CAD/CAM **Cerec<sup>®</sup> 3D** se encargó un profesional odontólogo con experiencia clínica para tal fin.

A continuación describiremos detalladamente las cerámicas, objeto de nuestro estudio, y modo de confección de cada una de ellas: **IPS Empress<sup>®</sup> 2 (Ivoclar<sup>®</sup> Vivadent)**, **Vitablocks<sup>®</sup> Mark II (Vita<sup>®</sup>)**, **ProCad<sup>®</sup> (Ivoclar<sup>®</sup> Vivadent)** y **Vita In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia Blanks (Vita<sup>®</sup>)**.

### **3.3.1. Descripción de la cerámica IPS EMPRESS<sup>®</sup> 2 (Ivoclar - Vivadent, Schaan, Liechtenstein).**

Desde 1998 pueden utilizarse restauraciones de cerámica sin apoyo metálico con el *método de inyección* por presión **IPS Empress<sup>®</sup> 2** <sup>300, 301</sup>. Esta técnica permite llevar a cabo de forma rápida y sencilla Veneers, Inlays, Onlays, coronas unitarias anteriores y posteriores y puentes de tres unidades hasta el segundo premolar altamente estéticos. <sup>165, 302, 303</sup>

Actualmente, mejoradas sus propiedades estéticas y biomecánicas, se ha desarrollado en forma de bloques para la tecnología CAD/CAM con el nombre de **e.max CAD**.

La cerámica para técnica de capas de **IPS Empress<sup>®</sup> 2** <sup>304</sup> es una cerámica feldespática de alta resistencia que consta, a diferencia de los cristales de leucita contenidos en la cerámica **IPS Empress<sup>®</sup>** inicial, de dos *cerámicas de vidrio* diferentes, una cerámica de vidrio para la estructura, para la confección de la cofia interna de la corona o estructura interna del puente (núcleo de *disilicato de litio* (Li<sub>2</sub>O·SiO<sub>2</sub>) prensada- inyectada por presión – cerámica termoinyectada- se emplea la técnica

de fabricación de la cera perdida) y otra cerámica vítrea feldespática de baja fusión que se sinteriza por técnica de capas para estratificar, cubriendo la anterior, (recubrimiento de *flúor-apatita*) la cual proporciona unas características ópticas y unos resultados morfológicos y estéticos óptimos por su elevada translucidez, brillo y distribución de la luz del material de recubrimiento. Como consecuencia de ello, toda la restauración dental guarda un gran parecido con el diente natural.<sup>170, 305-</sup>

7

Ambas cerámicas vítreas constituyen un nuevo material que no tiene ninguna semejanza, en lo que al material se refiere, con la cerámica de vidrio con leucita.

A continuación se describirán la composición química (**Tabla 1**) y las propiedades físicas (**Tabla 2**) de la cerámica **IPS Empress® 2**.<sup>304, 308</sup>

COMPOSICIÓN QUÍMICA	% en peso
Dióxido de silicio (SiO <sub>2</sub> )	57.0-80.0
Óxido de aluminio (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	0.0-5.0
La <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0.1-6.0
MgO	0.0-5.0
ZnO	0.0-8.0
Óxido de potasio (K <sub>2</sub> O)	0.0-13.0
Óxido de litio (Li <sub>2</sub> O)	11.0-19.0
Óxido de fósforo (P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> )	0.0-11.0
Aditivos + pigmentos+ enturbiantes	0.0-8.0

**Tabla 1. Composición química de la cerámica IPS Empress® 2.**

**PROPIEDADES FÍSICAS:**

*Propiedades controladas en conformidad con:*

ISO 6872 Dental ceramic

ISO 9693 Dental ceramic fused to metal restorative materials

Resistencia a la torsión (3 puntos)	$350 \pm 50 \text{ N/mm}^2$
Solubilidad química	$< 100 \mu\text{g/cm}^2$
Coefficiente de expansión térmica (100-400 °C)	$10.6 \pm 0.5 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}\text{m/n}$
Temperatura de transformación	$535 \pm 10^\circ$

Tabla 2. Propiedades físicas de la cerámica IPS Empress® 2.

Tras el tratamiento térmico de la estructura interna, se obtiene una porcelana con un 60 % de su volumen cristalizado (contenido en cristal). Es por ello que dicha cerámica presenta una resistencia a la flexión tres veces mayor que la de **IPS Empress®**.

**Hölland & Schweiger** desarrollaron esta microestructura altamente cristalina, formada por cristales de disilicato de litio alargados (en forma de barillas entramadas), densamente dispuestos, unidos uniformemente a una matriz vítrea y con un tamaño que oscila entre  $0,5 \mu\text{m}$  a  $5,2 \mu\text{m}$  de longitud y  $0,8 \mu\text{m}$  de diámetro<sup>309-11</sup> incrementándose la resistencia a la flexión hasta los  $350 \pm 50$  MPa y la tenacidad de rotura hasta los  $3,2 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ , según diferentes estudios (**Figs. 20 y 21**).

Las fisuras tienen que superar muchas superficies limítrofes o rodear los cristales, por lo que la energía de la fisura se disipa.<sup>307, 312-14</sup>

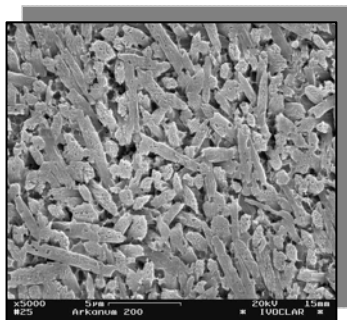
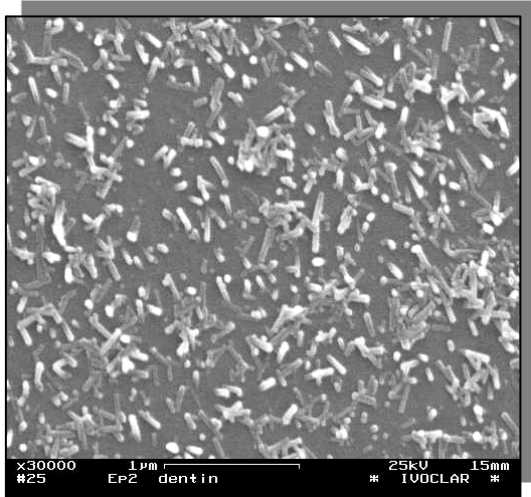


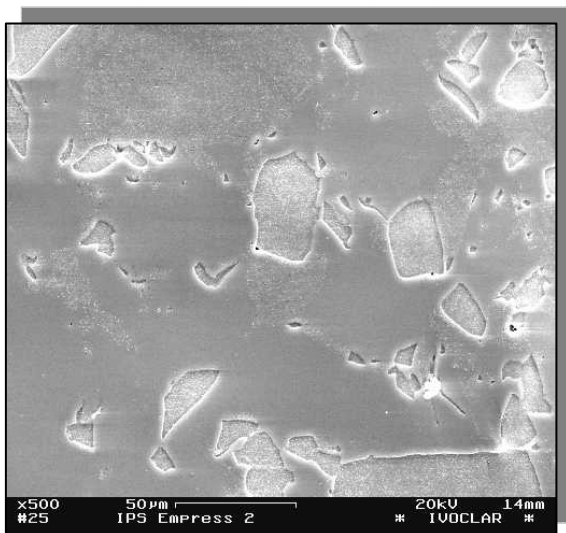
Fig. 20. Vista de MEB de IPS Empress® 2 que muestra los cristales alargados de disilicato de litio (entre  $0,5 \mu\text{m}$  y  $5,2 \mu\text{m}$  de longitud) que representan la fase cristalina principal de la subestructura del material.



**Fig. 21. Microestructura de la cerámica vítrea de disilicato de litio IPS Empress® 2 tras ser inyectada. Nótese la densa microestructura de cristales de disilicato de litio, que contribuye a la resistencia del material e inhibe la propagación de fracturas.**

Como se mostró en la **Tabla 2**, dicha cerámica presenta un coeficiente de dilatación bastante bajo ( $\alpha \approx 10,7 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$ ). Para recubrir ambas cerámicas vítreas deben emplearse cerámicas adaptadas especiales en lo que respecta al coeficiente de dilatación.<sup>87, 162</sup>

Para el recubrimiento por capas se emplea una cerámica vítrea feldespática sinterizada que también posee contenido cristalino (10% del volumen). Los cristales formados a través de la cristalización controlada son de fluorapatita. Estos cristales aciculares (forma de aguja) tienen idéntica forma y composición que los existentes en la estructura dental natural (esmalte) (**Fig. 22**). Esta cerámica vítrea sinterizada, de fluorapatita, proporciona la compatibilidad con el desgaste natural, la translucidez, fluorescencia, opalescencia y brillo presente en los dientes naturales. De ahí que este sistema funcione y se asemeje a la dentición natural en cuanto a sus propiedades físicas y ópticas.<sup>155, 169, 305, 307, 308, 315-19</sup>



**Fig. 22. El examen detallado con MEB demuestra que un número específico de cristales de fluorapatita muy levemente dispersos, han precipitado en la matriz cristalina de la cerámica vítrea sinterizada.<sup>319</sup>**

El ajuste marginal de este tipo de restauraciones se baraja entre las 59-99  $\mu\text{m}$ , según recogen algunos estudios. Las precisiones de ajuste conseguidas con **IPS Empress<sup>®</sup> 2** se valoran como muy buenas.<sup>163, 301, 320</sup>

### 3.3.2. Confección de las coronas **IPS EMPRESS<sup>®</sup> 2**.

Para la confección de coronas individuales con esta cerámica, un protésico experimentado, siguiendo con las prescripciones del proveedor, realizó los siguientes pasos<sup>304</sup>:

1. Aplicación de un espaciador: se emplea para proteger la superficie de la cofia de latón sin modificar el volumen, quedándose a 1 mm del margen de la preparación (**Fig. 23**).



**Fig. 23. Aplicación del espaciador. IPS Empress<sup>®</sup> 2. Técnica de capas.**

2. Modelado en cera, no dejando grosores menores a 0,8 mm en la paredes y, fundamentalmente, en los límites de la preparación, pues un espesor inferior incidirá negativamente en la resistencia de la restauración.  
Las cofias para este estudio fueron confeccionadas con un grosor de 0,8 mm, para permitir una adecuada resistencia.
3. Colocación de los bebederos: tendrán un tamaño  $\varnothing$  2-3 mm, colocándolos en la dirección en que fluye la cerámica hacia el muñón.

4. Revestimiento: para ello se emplea el *revestimiento especial IPS Empress<sup>®</sup> 2*, pliego de *papel IPS Empress<sup>®</sup> 2 (2 en 1)*, la *base del cilindro* y un *aro de estabilización* o guía. Una vez confeccionado el cilindro, se mezcló el polvo y líquido de revestimiento controlando el vacío y siguiendo exactamente las instrucciones del fabricante en relación a proporciones y tiempo de mezcla. Se dejó fraguar durante 1 hora sin ser sometido a presión ni manipulación. Una vez fraguado, se retiró la guía y la base del cilindro, así como el pliego del papel.

5. Pre calentamiento sin la pastilla de cerámica: para ello se emplearon los siguientes parámetros en un horno de pre calentamiento convencional durante la noche:

Aumento de temperatura por min., partiendo de temperatura ambiente 5°C

Tiempo mantenimiento                      30 minutos a 250°C

Temperatura final                                60 minutos a 850°C

6. Inyección: tras extraer el cilindro del horno e introducir la pastilla de la Técnica de Capas, fría, manteniendo los siguientes parámetros de inyección:

$T=920^{\circ}\text{C}$     $t=20$  min.    $P=5$  bar    $V_1=500^{\circ}\text{C}$     $V_2=920^{\circ}\text{C}$

Una vez transcurrido el ciclo de pre calentamiento, se extrajo el cilindro del horno y se introdujo en el mismo las pastillas para la técnica de capas. A continuación se introdujo el émbolo de óxido de aluminio ( $\text{AlO}_2$ ), se seleccionó el programa para la técnica de capas y se situó el cilindro en el centro del horno de inyección EP500. Una vez iniciado el programa, todo se desarrolla automáticamente.

7. Eliminación del revestimiento: una vez enfriado el revestimiento a temperatura ambiente (aproximadamente 60 minutos), se marcó la longitud del émbolo de  $\text{AlO}_2$  sobre el cilindro ya frío, cortando con un disco la zona marcada y permitiendo, así, la separación segura entre émbolo y cerámica; a continuación se eliminó el revestimiento con perlas de brillo (50-100  $\mu\text{m}$ ) con 4 bar y, a continuación, la zona más próxima a las piezas con 2 bar.

Se procedió a la limpieza de las piezas inyectadas con *Invex* (solución acuosa de ácido fluorhídrico en menos de un 1% y ácido sulfúrico en menos de un 2%) en un vaso de plástico durante 10 minutos en ultrasonidos; se limpiaron seguidamente con abundante agua y se secaron con aire, así como se eliminó la capa de reacción con material de arenar ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ = tipo 100) y 1 bar de presión, para evitar porosidades que dificultasen la unión con la cerámica de capas (**Fig. 24**).



**Fig. 24.** Cofias IPS Empress® 2, listas para recibir la cerámica de blindaje.

8. Separación de las piezas inyectadas/acabado: se separaron los bebederos con un disco fino de diamante y se acabó el punto de inserción con fresas aglutinadas con cerámica, siempre bajo refrigeración, evitando el excesivo calentamiento para que no se produzcan microfisuras, y procurando que el grosor no sea inferior a 0,8 mm en ningún punto.

9. Cocción de preparación (Washbrand): previamente a este paso se arenó la preparación, como anteriormente se cita, y se limpió con vapor de agua. Para la cocción de preparación (*Wash*), se escoge el color adecuado de dentina (polvo) y se mezcla con líquido de modelar o líquido de glasear II, seleccionando un programa de cocción individual (**Fig. 25**):

$V_1=450^{\circ}\text{C}$   $T\uparrow=60^{\circ}\text{C}$   $V_2=799^{\circ}\text{C}$ .



**Fig. 25.** Procedimiento del inicio de la estratificación (IPS Empress<sup>®</sup> 2) de tres de los especímenes empleados en el presente estudio.

10. Cocción de dentina, incisal e impulse. Para este paso se empleó el líquido de modelar IPS Empress<sup>®</sup> 2 y se utilizaron los mismos parámetros que en el paso anterior (**Fig. 26**).



**Fig. 26.** Continuación del procedimiento de aplicación de la cerámica de recubrimiento de tres de los especímenes empleados en presente estudio.

11. Cocción de glaseado y maquillaje, con líquido de glasear, seleccionando un programa de cocción:

$$V_1=450^{\circ}\text{C} \quad T\uparrow=60^{\circ}\text{C} \quad V_2=769^{\circ}\text{C}$$



**Fig. 27.** Detalle de la cerámica de blindaje empleada para el recubrimiento de las estructuras confeccionadas con IPS Empress® 2.

12. Cocción de corrección: para ello se dispuso de una masa de corrección especial y se empleó el siguiente programa:

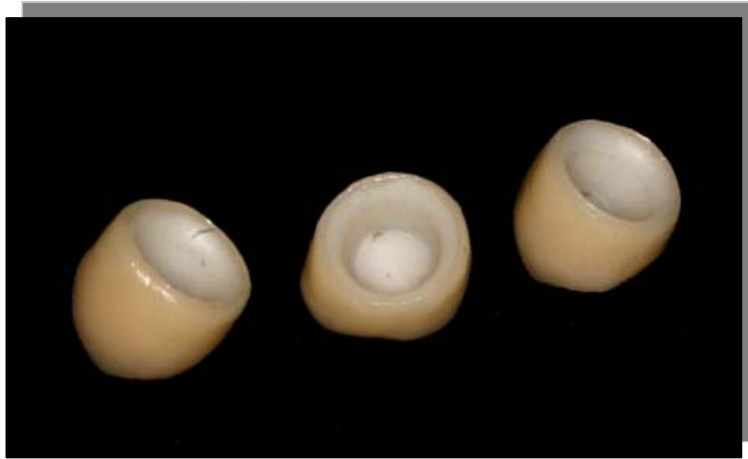
$$\text{Corrección dentina} \quad V_1=450^{\circ}\text{C} \quad T\uparrow=60^{\circ}\text{C} \quad V_2=769^{\circ}\text{C}$$

$$\text{Corrección pura} \quad V_1=450^{\circ}\text{C} \quad T\uparrow=60^{\circ}\text{C} \quad V_2=749^{\circ}\text{C}$$



**Fig. 28.** Procesado de las coronas previo a su cocción de corrección.

13. Por último se llevó a cabo un grabado con ácido fluorhídrico de las caras internas de las restauraciones, aumentando, con ello, la resistencia al cizallamiento entre la cerámica y el muñón, así como la resistencia de las coronas a la fractura.



**Fig. 29. Detalle de las caras internas de tres de los especímenes confeccionados con IPS Empress<sup>®</sup> 2.**



**Fig. 30. Corona terminada IPS Empress<sup>®</sup>2 sobre su correspondiente muñón.**

### 3.3.3. Descripción de los bloques VITABLOCKS® MARK II (VITA®).

El sistema Cerec® 3D emplea, entre otros, bloques de cerámica feldespática para la fabricación de sus restauraciones. Para nuestro estudio se emplearon bloques feldespáticos reforzados con óxido de alúmina, comercializados por la casa Vita®, denominados Vitablocks® Mark II<sup>300</sup>. Estos bloques representan la segunda generación de bloques cerámicos Cerec® en la casa Vita®; están comercializados por *Patterson Dental* en EEUU y *Sirona Dental* en Europa.<sup>321</sup>

Se manufacturan a partir de una nueva partícula de cerámica con un desgaste similar al esmalte dental. Por ello debilitan las cúspides antagonistas en un grado mucho menor a las restauraciones de cerámica tradicional y no más de lo que hace el propio diente.<sup>322</sup>

La microestructura homogénea de los bloques Vitablocks® Mark II (Fig. 31) hace que el material sea muy fácil de alisar y pulir y mejora su grabado ácido. Esta última cualidad resulta esencial para conseguir una adhesión segura entre la restauración y el tejido dentario.<sup>323</sup>



Fig. 31. Bloques de cerámica Vitablocks® Mark II (Vita®).

Debido al aumento de las demandas estéticas y los requerimientos funcionales de larga duración, Vitablocks® Mark II se presenta en los 6 colores clásicos Vita®: A1, A2, A3, A3,5, B3, B6, y en 10 colores Vita 3D Master. Disponibles en 4 tamaños de 8, 10, 12 y 14mm<sup>324-6</sup> para fresar.

La composición química (**Tabla 3**) y propiedades físicas (**Tabla 4**) de la misma, se describen en las siguientes tablas: <sup>327</sup>

COMPOSICIÓN QUÍMICA	% en peso
SiO <sub>2</sub>	56.0-64.0
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	20.0-23.0
Na <sub>2</sub> O	6.0-9.0
K <sub>2</sub> O	6.0-8.0
CaO	0.3-0.6
TiO <sub>2</sub>	0.0-0.1

**Tabla 3.** Composición química de la cerámica Vitablocks® Mark II.

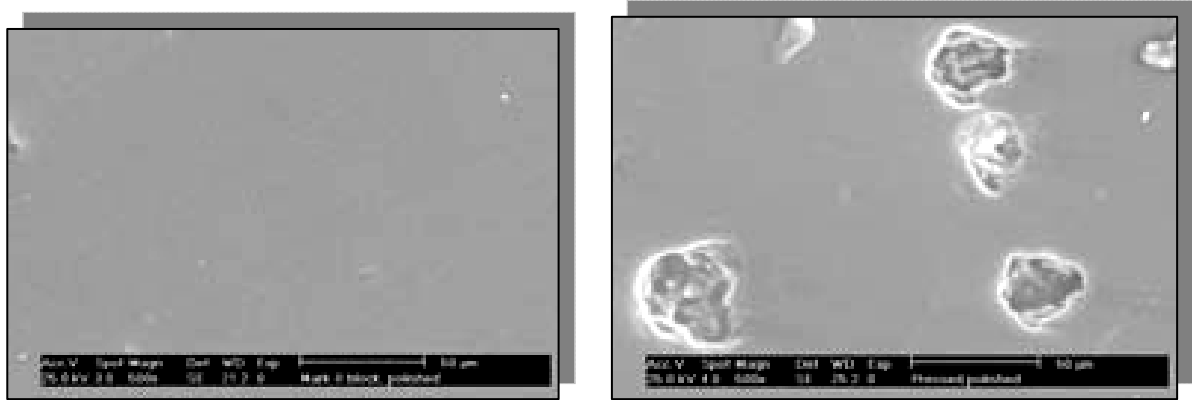
### PROPIEDADES FÍSICAS:

PROPIEDADES	UNIDAD DE MEDICIÓN	VALOR
Mezcla de partículas cristalinas feldespáticas incrustadas en matriz de vidrio	Vol %	≈ 30
Densidad	g/cm <sup>3</sup>	2,44 ± 0,01
Índice refractivo	-	1,501 ± 0,001
CET α °C	10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>	9,4 ± 0,1
Área de transformación	°C	780-790
Área de ablandamiento	°C	890-920
Dureza Knoop HK 0.2/30	-	521 ± 8

Dureza Vickers HV 0.1/15	-	640 ± 20
Resistencia a la flexión	MPa	154 ± 15
Resistencia a la flexión (1,2x4x15 mm superficie preparada con máquina Cerec 2 0,5 mm/min)	MPa	113 ± 10
Resistencia (método SENB)	Mpa√m	1,7 ± 0,1
Resistencia (Vickers indentation)	Mpa√m	2,2 ± 0,1
Módulo Young	Gpa	63 ± 0,5
Color	-	Escala de blancos
Olor	-	Inodoro
pH	-	No aplicable
Densidad	g/cm <sup>3</sup>	Desconocida
Temperatura de ignición	°C	No aplicable
Descomposición térmica	-	No aplicable
Coefficiente de expansión térmica	μm/(mK)	9,4

**Tabla 4. Composición física de la cerámica Vitablocks® Mark II.**

La microestructura fina única de la cerámica *Vitablocks*® y el proceso de sinterización industrial a más de 1.150 °C permiten contar con ventajas tangibles, tales como la facilidad de pulido, el patrón de grabado uniforme y retentivo y las excelentes propiedades de abrasión de las restauraciones. Las restauraciones de *Vitablocks*® son tan “blandas” que el antagonista pule la cerámica y ésta se ve sometida al mismo grado de abrasión que el esmalte natural. De este modo se evitan los efectos abrasivos perjudiciales.



Figs. 32 y 33. la imagen de la superficie de *Vitablocks* en el MEB (500 aumentos) muestra la excelente homogeneidad de la estructura de *Vitablocks* (izda.) en comparación con las cerámicas prensadas convencionales listas para el laboratorio (dcha.).

Los bloques de *Vitablocks*<sup>®</sup> *Mark II* (Fig. 34) se producen empleando polvos de grano fino (tamaño medio de partícula de alrededor de 4 $\mu$ m)<sup>130, 328, 329</sup>, produciendo cerámicas libres de poros, lo que mejoran su pulido y el desgaste del esmalte antagonista e incrementa su fuerza. La resistencia de este tipo de restauraciones es de aproximadamente 130 MPa cuando se pule, incrementándose ésta a 160 MPa cuando se somete a glaseado, lo que la convierte en cerca del doble de resistente que cualquier porcelana feldespática convencional.<sup>112, 114, 116, 330-1</sup>



Fig. 34. Diferentes tamaños de bloques cerámicos *Vitablocks*<sup>®</sup> *Mark II* (Vita<sup>®</sup>).

### 3.3.4. Descripción de los bloques **PROCAD<sup>®</sup>** (Ivoclar-Vivadent<sup>®</sup>).

Del mismo modo, emplearemos bloques de **ProCad<sup>®</sup>** para la confección de coronas con el sistema **Cerec<sup>®</sup> 3D**, comercializados por la casa **Ivoclar Vivadent<sup>®</sup>** desde 1999; se trata de una *cerámica de vidrio (cristal-cerámica)* reforzada con partículas microscópicas de *leucita* (tamaño de cristal de entre 0,5 y 5  $\mu\text{m}$ ) con una alta capacidad estética, para la confección de restauraciones unitarias adhesivas, tales como inlays, onlays, carillas y coronas.

Se encuentra disponible en dos tonalidades de translucidez, a fin de tener mayores posibilidades restauradoras en función de la sección bucal a rehabilitar (**ProCad<sup>®</sup> Blocks Esthetic** y **ProCad<sup>®</sup> Blocks Standard**).



Fig. 35. Bloque **ProCad<sup>®</sup>**

A continuación se describirán la composición química (**Tabla 5**) y las propiedades físicas (**Tabla 6**) de la cerámica **ProCad<sup>®</sup>**<sup>332</sup>:

COMPOSICIÓN QUÍMICA	% en peso
SiO <sub>2</sub>	59.0-63.0
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	16.0-21.0
B <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0.0-1.0
BaO	0.0-1.5
CaO	0.5-2.5
CeO <sub>2</sub>	0.0-1.0
K <sub>2</sub> O	10.0-14.0
Na <sub>2</sub> O	3.5-6.5
TiO <sub>2</sub>	0.0-0.5
Aditivos + pigmentos	0.2-1.0

Tabla 5. Composición química de la cerámica ProCad®.

**PROPIEDADES FÍSICAS:**

*Propiedades controladas en conformidad con:*

ISO 6872 Dental ceramic

ISO 9693 Dental ceramic fused to metal restorative materials

Resistencia a la flexión (3 puntos)	140 N/mm <sup>2</sup>
Solubilidad química	< 100 µg/cm <sup>2</sup>
Coefficiente de expansión térmica (100-400 °C)	17.00 10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup> m/n
Temperatura de transformación	625 °C
Solubilidad en agua	Insoluble
pH	No aplicable
Densidad	Desconocida
Temperatura de ignición	No aplicable
Descomposición térmica	No aplicable
Toxicidad aguda	No se han descrito efectos adversos

Toxicidad crónica	No se han descrito efectos adversos
Contaminación ecológica	Ausente si el uso es correcto
Color	Escala de blancos
Olor	Inodoro

Tabla 6. Composición química de la cerámica *ProCad*<sup>®</sup>.

Los bloques de *ProCad*<sup>®</sup> (Figs. 36 y 37) son similares en estructura y propiedades a la cerámica *IPS Empress*<sup>®</sup>, con la incorporación de finos cristales de leucita de unos 5-10  $\mu\text{m}$ ; su resistencia es similar a la reseñada para *Vitablocks*<sup>®</sup> *Mark II*.<sup>112, 114, 116, 330</sup>



Figs. 36 y 37. Bloques *ProCad*<sup>®</sup> (*Ivoclar*<sup>®</sup> *Vivadent*) empleados en este estudio in vitro.

Tanto la cerámica *Vitablocks*<sup>®</sup> *Mark II* como los bloques de *ProCad*<sup>®</sup> pueden ser glaseados y caracterizados como cualquier otro material cerámico, lo que aporta a las restauraciones

confeccionadas un efecto “camaleónico” que determina un resultado más natural, aumentando a su vez su resistencia final.<sup>114</sup>

Sin embargo, no realizaremos dichos pasos durante nuestro estudio, debido a que no influyen en los objetivos que el mismo persigue.

### 3.3.5. Descripción técnica del sistema CAD/CAM Cerec® 3D.

El sistema se sirve de un método electrónico óptico en lugar del sistema físico convencional de impresiones, para recoger la información tridimensional necesaria. La única diferencia entre una impresión óptica y una convencional es que la primera emplea valores numéricos en lugar de un modelo físico. El modelo de escayola es equiparable al sistema de memoria en el que se almacenan los datos numéricos obtenidos.<sup>16, 83</sup>

El sistema modular **Cerec® 3D** se compone, para ello, de varios componentes:<sup>16, 83</sup>

1. Cámara de vídeo tridimensional.
2. Procesador de imágenes electrónico.
3. Unidad de memoria.
4. Procesador-ordenador.
5. Máquina de tallado tridimensional (**Fig. 38**) conectada al ordenador, **Cerec® Scan**.

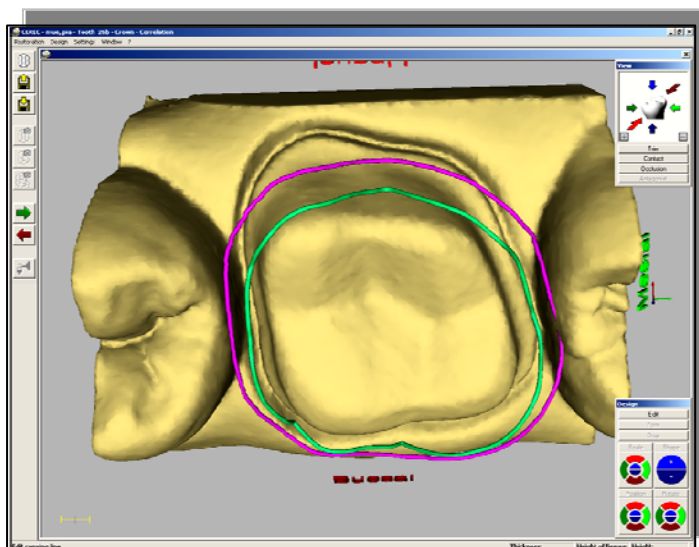


Fig. 38. Imagen ofrecida por el procesador de imágenes electrónico, durante la fase de confección individual de una corona de recubrimiento total. Cerec® 3D.

Todos estos elementos pueden agruparse en tres partes básicas, correspondientes a los tres pasos fundamentales del proceso, que se explicarán detalladamente durante el procedimiento de confección de nuestras restauraciones:

1. Sistema óptico.
2. Sistema informático.
3. Sistema mecánico.

A continuación, se detallan las especificaciones técnicas de cada una de las partes que componen el sistema **Cerec® 3D**.



#### ***3.3.5.1. Datos técnicos de la unidad de impresión Cerec® 3D.***

- Cámara de medición de la boca de alta resolución y con calefacción (cámara 3D), con tubo de prismas extraíble (tubo de prismas esterilizable por aire caliente).
- Sensor CCD de 680 x 480 puntos de imagen (= 326.400 puntos de imagen).



#### ***3.3.5.2. Datos técnicos de la unidad informática Cerec® 3D.***

- Procesamiento de imagen integrado.
- Elevada potencia del procesador gracias a un **Intel® Pentium®** c 4, 2,4 GHz.
- Memoria: 2 x 512 MB, 333 MHz.
- Esfera de seguimiento.
- Tecla de entrada manual o con el pie.

- Teclado de membrana que se puede desinfectar por frotamiento.
- Disco duro: **IBM Deskstar** 180GXP (80 GB).
- Tarjeta de captura de imágenes.
- Unidad de DVD-ROM/CD-R(W).
- Unidad de disco duro.
- Conexión **Ethernet**, 10/100 MBit/s en placa.
- Puerto serie y paralelo.
- Dos altavoces integrados.
- Tarjeta de sonido: AC'97 Audio en placa.
- Tarjeta gráfica: SP7228DT, Sparkle  
(GeForce4Ti4200, 128 MB, 8 x AGP).
- Monitor de pantalla plana con resolución de 1.024 x 768 píxeles:

Dimensiones de ancho x alto x profundo en mm: 418 x 1.110 x 570

Peso: - Sin monitor: 35 kg.

- Monitor: 6 kg.



### 3.3.5.3. Datos técnicos de la unidad de tallado Cerec® 3D.

- Unidad de tallado doble de **seis ejes** para tratamiento simultáneo de la restauración con dos fresas digitiformes:
  - Regulación digital del avance para un tratamiento de la cerámica muy cuidado.
  - Motores talladores con regulación de procesos, **Soft-Touch-Control** para la calibración de las herramientas antes de cada proceso de tallado.
  - Amplitud de paso del posicionamiento: 12,5 µm.
  - Reproducibilidad de tallado: +/-30 µm.
  - Marcado con grano del tallado (con supervisión de potencia, giro sin holgura): 64 µm.

- Régimen: 40.000 rpm.
- Cono de tallado de 1,6 mm (ángulo de apertura 45°).
- Cilindros de tallado de 1,6 mm y 1,2 mm.
  
- Placa de control:
  - Microcontrolador en tiempo real C167.
  - Control de motor de pasos de 6 ejes.
  - 2 DC – Controles de motor con regulación integrada del régimen y de la corriente.
  - Interfaz RS 232 115 kBaudios:
  
- Tensión nominal de red: 100 V – 230 V~.
- Frecuencia nominal de red: 50/60 Hz.
- Corriente nominal: 1,5 - 3,5 A.
- Potencia nominal: 320 VA.
- Tipo de protección contra descarga eléctrica: Aparato de la clase de seguridad I.
- Grado de protección contra la penetración de agua: equipo corriente (sin protección contra la penetración de agua).
- Categoría de sobretensión: II.
- Grado de suciedad: 1.
- Rango de temperatura: De 5 °C a 40 °C.
- Margen de humedad: 80% rel. hasta 31 °C decreciente al 50% rel. hasta 40 °C.
- Tipo de régimen: Funcionamiento continuo.
- Dimensiones (ancho x alto x profundo) en mm: 480 x 250 x 440.
- Peso aprox.: 30 kg.

### 3.3.6. Confección de las coronas VITABLOCKS<sup>®</sup> MARK II (VITA<sup>®</sup>) y PROCAD<sup>®</sup> (IVOCLAR-VIVADENT<sup>®</sup>).

Los bloques *Vitablocks<sup>®</sup> Mark II* y los bloques de *ProCad<sup>®</sup>* serán empleados para fabricar coronas completas de recubrimiento total por el sistema *CAD/CAM Cerec<sup>®</sup> 3D*, nº de serie 3344, empleando un sistema de registro tridimensional, modelado superficial, presentación de imágenes y máquinas de tallado automático (**Fig. 39**).

Ambos grupos, de 30 unidades cada uno, fueron realizados por parte de un operador clínico experimentado en el manejo del software y el hardware del sistema *CAD/CAM Cerec<sup>®</sup> 3D*, tanto en referencia al aspecto teórico como al práctico.



**Fig. 39.** Unidad camarográfica o de registro y diseño empleada en el presente estudio, Cerec<sup>®</sup> 3D.

El tamaño de los bloques empleados para la confección de las restauraciones de cada uno de los grupos será *Vita Mark® II I 12* e *IVOCLAR ProCad® I 12*, respectivamente, por ser éstos los cedidos por las casas comerciales pertinentes, para la realización del presente estudio.

A continuación se detallará, paso a paso, la realización de las coronas de los dos grupos citados.

En primer lugar se procedió al calibrado del escáner y la fresadora; posteriormente se colocó el muñón sobre una alfombrilla de color negro y bajo luz ambiente, sin empleo de ningún tipo de fuente de luz directa adicional; seguidamente, se procedió al encendido del sistema, equipado con el **software Cerec® 3D 2.60 para coronas, carillas e incrustaciones**, seleccionando la opción “Crear nueva restauración”, creando un nuevo paciente, para cada una de las restauraciones que se procedieron a confeccionar a continuación, a los que se les aplicó el nombre del material a emplear seguido del número del muñón correspondiente para cada uno de los casos (p.ej. *Vitablocks1, ProCad1*).

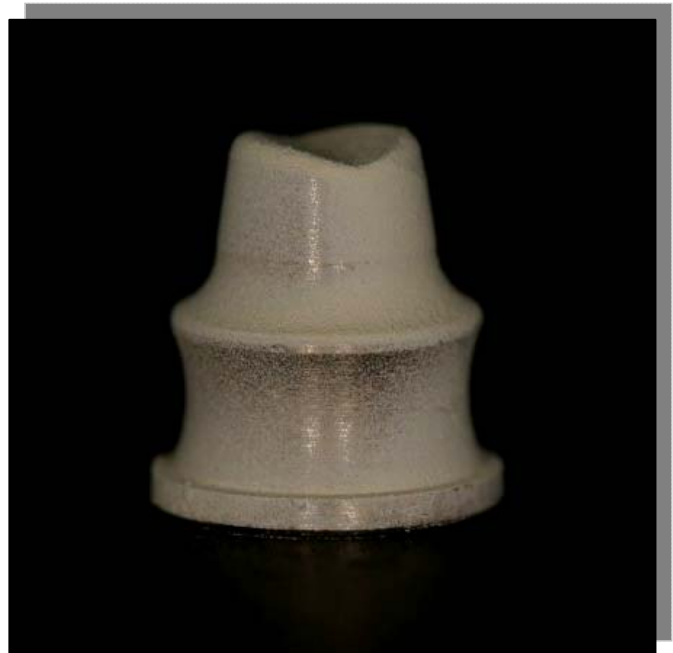
Posteriormente se seleccionó el tipo de restauración a realizar, en nuestro caso, “*Corona*”, así como el procedimiento de construcción de la misma, empleando para tal fin “Banco de datos dental”, y se selecciona el “Diente” a restaurar, especificando la pieza **14** para todas nuestras restauraciones finales.

Tras seleccionar “OK”, el cursor de la flecha salta automáticamente al icono “Impresión óptica de la preparación”, que será llevada a cabo en dirección oclusal (eje de inserción), sobre la superficie con una aplicación de **Cerec®-Liquid** (*Vita Zahnfabrik®*, *Bad Saeckingen, Alemania*), en una fina capa, posterior distribución con un chorro de aire y espolvoreado del muñón con **polvo Cerec® de óxido de titanio** (*VITA Cerec poder, Vita Zahnfabrik, Bad Saeckingen, Alemania*) (**Figs. 40 y 41**), procurando que el recubrimiento sea lo más fino y uniforme posible, especialmente en las regiones marginales y en el borde; la aplicación de dicho polvo se realiza dirigiendo la cánula hacia las paredes de los muñones y no directamente al margen, pues supondría una gruesa capa del mismo, según las recomendaciones del fabricante.<sup>333</sup>

La misión de dicha aplicación persigue conseguir una dispersión homogénea de la luz, permitiendo así una digitalización perfecta.



**Figs. 40 y 41. Polvos de óxido de titanio para realizar el registro óptico.**



**Figs. 42 y 43. Probetas tras ser cubiertas con la pulverización de óxido de titanio.**

Seguidamente se apoya la cámara intraoral 3D, (nº de serie 32177) con la parte frontal del soporte sobre un punto de apoyo externo al muñón, a fin de estabilizar la cámara durante la fase de medición (Figs. 44 y 45).

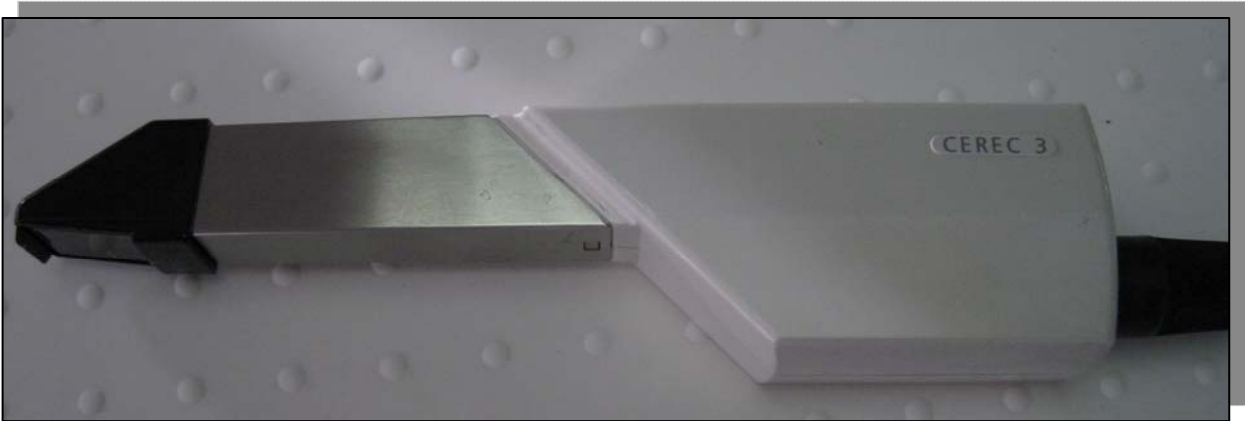


Fig. 44. Cámara intraoral de reconocimiento (*SIROCAM*) Cerec® 3D o escáner basado en infrarrojos.



Fig. 45. Captura del muñón a rehabilitar con la cámara intraoral de reconocimiento del sistema *CAD/CAM* Cerec® 3D, sin contacto directo con la superficie oclusal.

La cámara de reconocimiento que compone el *Sistema Óptico*, que emplea el procedimiento de medición de *triangulación activa*, posee una resolución con un tamaño de píxel de 25 x 29  $\mu\text{m}$ ; equipada con un sensor CCD de 680 x 480 puntos de imagen (= 326.400 puntos de imagen) que trabaja a una distancia de trabajo fija, se compone por un escáner, que emite rayos infrarrojos polarizados con una longitud de onda de 670 nm a través de varias lentes, haciendo que los rayos atraviesen la rejilla interna que contiene una serie de líneas paralelas; el patrón de luz y bandas oscuras choca contra la superficie de la cofia con un punto de un diámetro de 2,5 mm y se refleja en la cabeza del escáner y en un fotorreceptor.

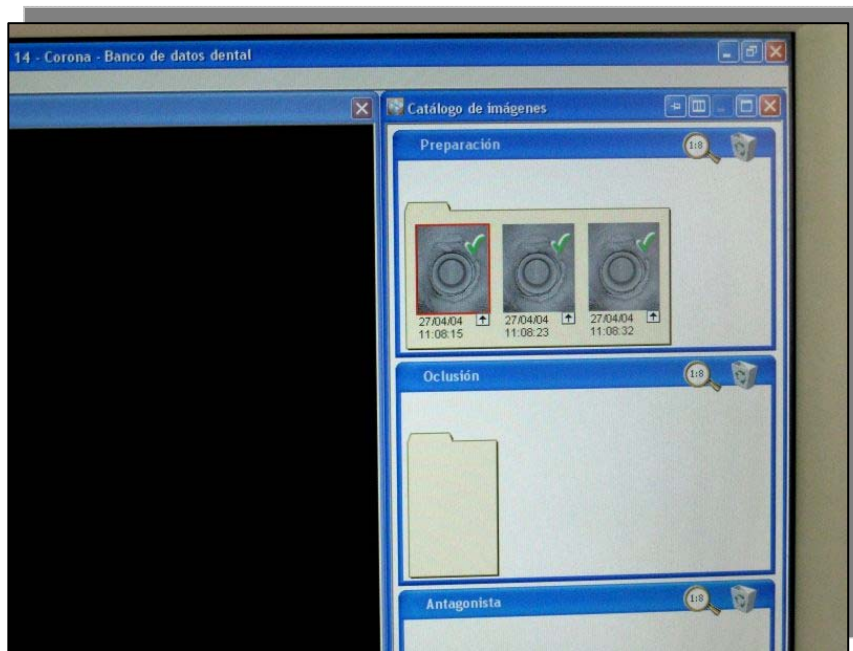
A continuación se presiona el pedal hacia arriba, ubicado en la parte inferior de la máquina, manteniéndolo presionado, apareciendo en pantalla una imagen de vídeo en directo del muñón a medir, soltando el pedal cuando el operador consideró que el eje de inserción era el idóneo y sonando una señal acústica cuando la impresión óptica termina.



**Fig. 46. Presión del pedal del equipo Cerec<sup>®</sup> 3D para capturar la imagen.**

La intensidad de la luz reflejada se almacena como voltaje, mediante un procesador de captación de imagen *TM1000 Philips 100MHz Trimedia*<sup>TM</sup> digitalizándose y correlacionando la información en un sistema conectado a la cámara de vídeo. Esta información se transmite directamente al ordenador, que almacena los datos tridimensionales obtenidos a un máximo de 38 Mb/seg y se representa con imagen de vídeo en el monitor del ordenador.<sup>84, 85</sup>

Finalmente se revisa que la impresión óptica tiene suficiente brillo y nitidez y que no está movida, repitiendo la impresión en aquellos casos en que el observador considerase alguno de estos puntos como erróneo; cuando la impresión era correcta se seleccionaba el icono “*Continuar*”.



**Fig. 47. Impresiones ópticas aceptadas para diseñar nuestra corona de recubrimiento total con el sistema Cerec<sup>®</sup> 3D.**

En nuestro caso concreto se procedió al empleo de la versión del software 2.60 para Cerec<sup>®</sup> 3D.

Tras la impresión óptica, Cerec® 3D busca la correcta coordinación de todos los datos adquiridos y genera una imagen tridimensional del muñón escaneado, para diseñar la estructura requerida, equivaliendo este paso al encerado tradicional.

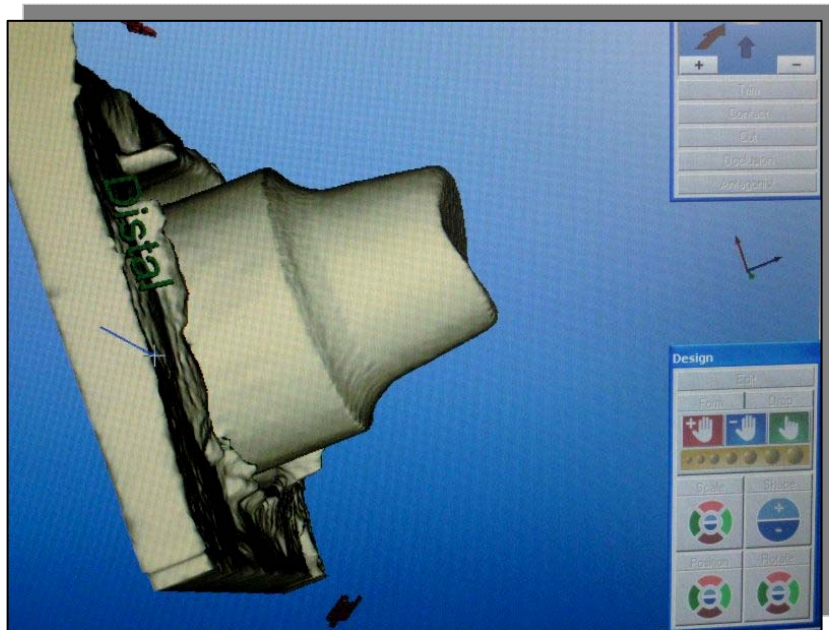


Fig. 48. Imagen óptica (visión distal) de la probeta escaneada.

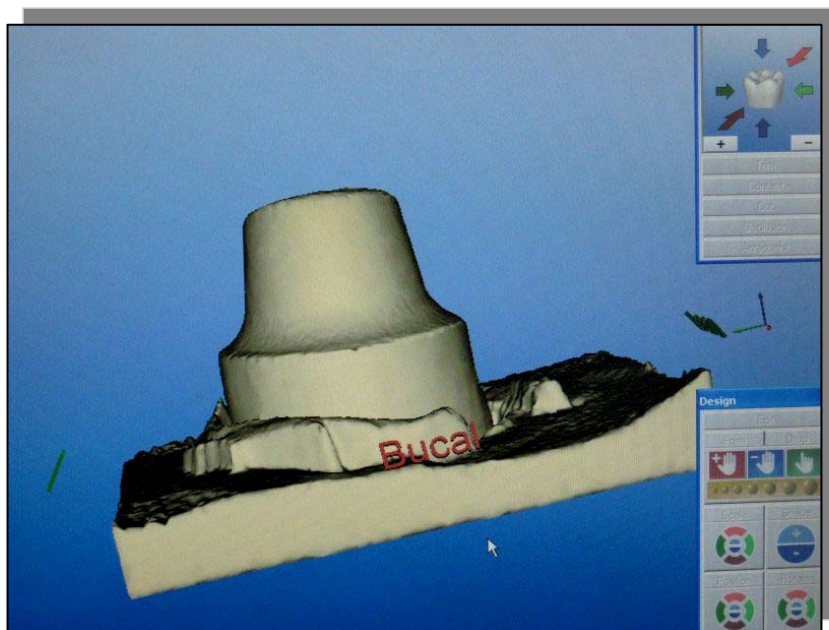
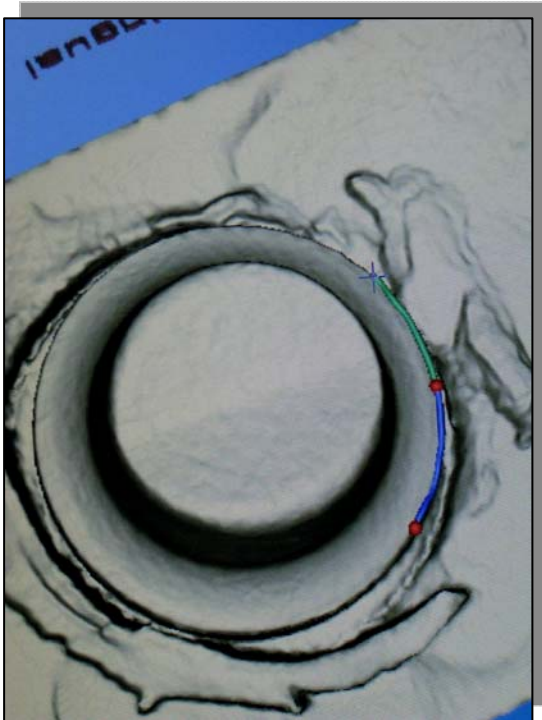
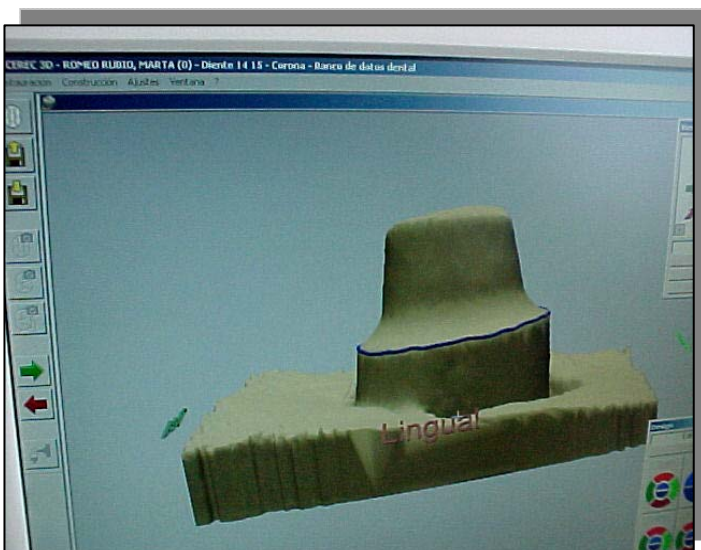


Fig. 49. Imagen óptica (visión bucal) de la probeta escaneada.

Se definen los límites de la restauración planificada realizando un doble “click” en un punto cualquiera del margen de la preparación y desplazando el cursor a lo largo de dicho margen hasta el siguiente punto más elevado cerca del borde, y así sucesivamente hasta llegar al punto de partida, finalizando con un doble “click” sobre el mismo (**Fig. 50**). Posteriormente se selecciona “Continuar”.<sup>84, 85</sup>



**Fig. 50.** Delimitación del margen de la preparación, por parte del clínico, mediante unos cuantos “clicks”.



**Fig. 51.** Imagen óptica tridimensional del muñón clínico. Cerec® 3D.

A continuación se seleccionaba el banco dental de datos y se confirma con “OK”, presentándose la corona en la pantalla, que alinearemos en caso necesario con las herramientas “Position” y “Rotate” y pulsamos “Continuar”.

En nuestro caso concreto no se individualizaron las coronas en lo que a características morfológicas se refiere, función posible con las herramientas de “Design”, por lo que tras la selección de un alivio para el cemento de 50  $\mu\text{m}$ , se automatizará el proceso para la mecanización.

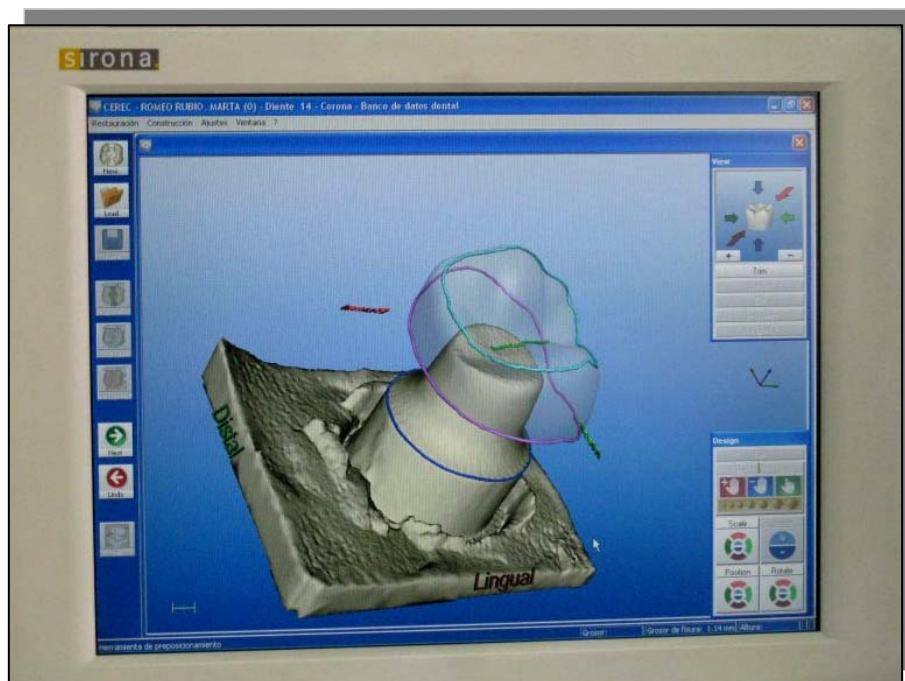


Fig. 52. Proceso de confección de la corona por el sistema Cerec<sup>®</sup> 3D.

El microprocesador desarrolla electrónicamente una restauración tridimensional final y los datos se emplean para dirigir el proceso de tallado, asegurando el software Cerec<sup>®</sup> 3D, que los resultados del fresado respondan con toda exactitud al diseño de la cavidad.

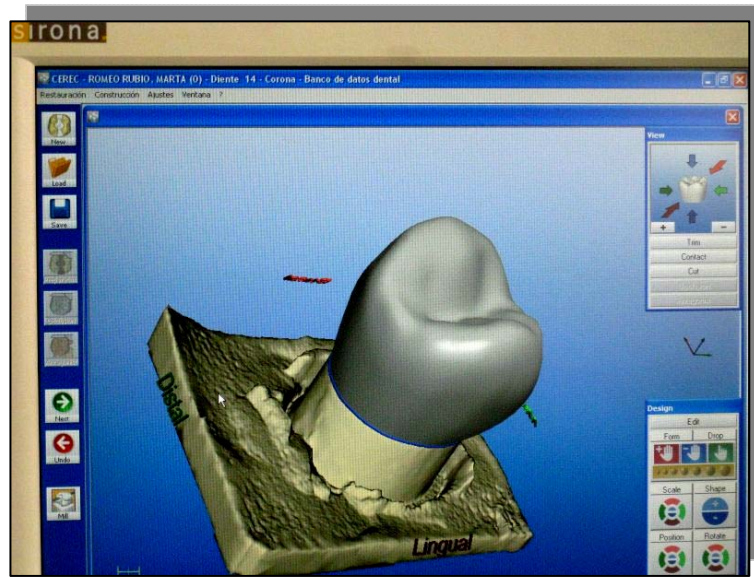


Fig. 53. Coronas propuestas por el programa para rehabilitar el muñón clínico. Cerec® 3D.

En la tercera parte, se realiza la fabricación de la restauración asistida por el ordenador. Se selecciona el icono “Tallado” y se elige el tipo y tamaño adecuado del bloque de porcelana, en nuestro caso *Vita Mark® II I 12* (Fig. 54) e *IVOCLAR ProCad® I 12* y seleccionamos “OK”.

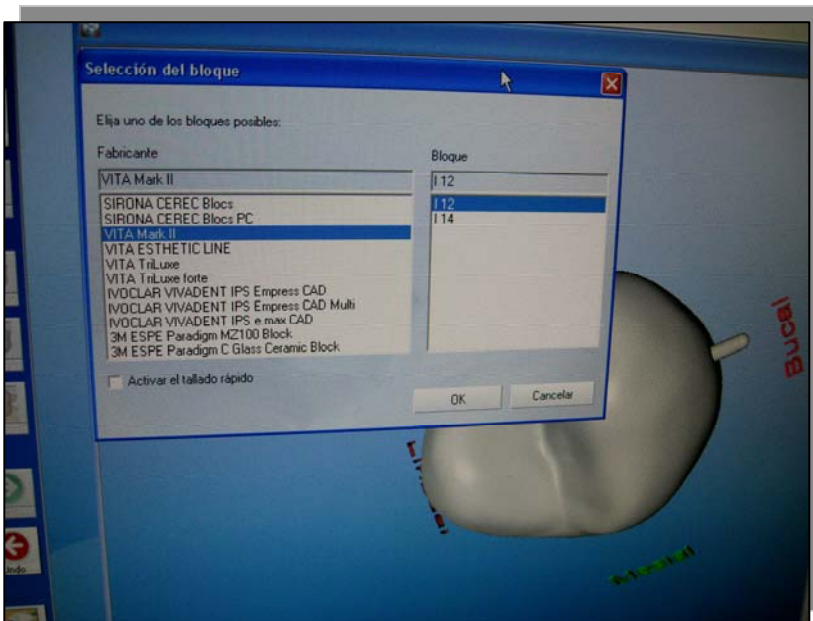
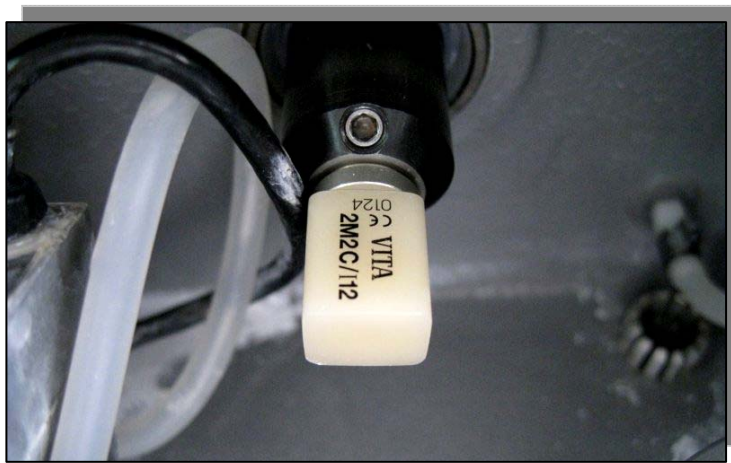


Fig. 54. Seleccionamos el tipo y tamaño del bloque de porcelana, para confección de la restauración pertinente, en este caso *Vitablocks® Mark II (I 12)* para Cerec® 3D.

Se espera a que se posicionen los instrumentos en posición de inicio y se coloca dicho bloque (véanse **figs. 55 y 56**) en la *Unidad de tallado Cerec® Scan* (Vita Zahnfabrik, Bad Saeckingen, Alemania), n° de serie 5685, compuesta por dos fresas de diamante que tallan con refrigeración a alta velocidad y que están interconectadas a la unidad camarográfica mediante radio. Los diamantes cilíndrico y cónico de la unidad fresadora garantizan tiempo de fresado más cortos y un perfecto ajuste al borde, consiguiendo, pues, un ahorro de tiempo de trabajo y una alta precisión de tallado, con una capacidad de reproducción de aproximadamente 30 µm.<sup>84, 85, 334</sup>



**Fig. 55.** Bloque cerámico *Vitablock® Mark II* posicionado, mediante herramienta oportuna, en la unidad de tallado *Cerec® Scan*.



**Fig. 56.** Bloque cerámico *ProCad® (Ivoclar-Vivadent®)* posicionado, mediante herramienta oportuna, en la unidad de tallado *Cerec® Scan*.

Se debe llenar el depósito de agua para la refrigeración durante el proceso, añadiendo agua cada 10 ciclos aproximadamente.

Posteriormente se cierra la puerta de la cámara de tallado y se selecciona “Inicio”, apareciendo el tiempo estimado y el número de restauraciones talladas con las fresas en pantalla, cambiando las mismas tras 25 restauraciones talladas, según indica el fabricante.<sup>335</sup>



**Fig. 57. Unidad de Tallado. Cerec® Scan.**



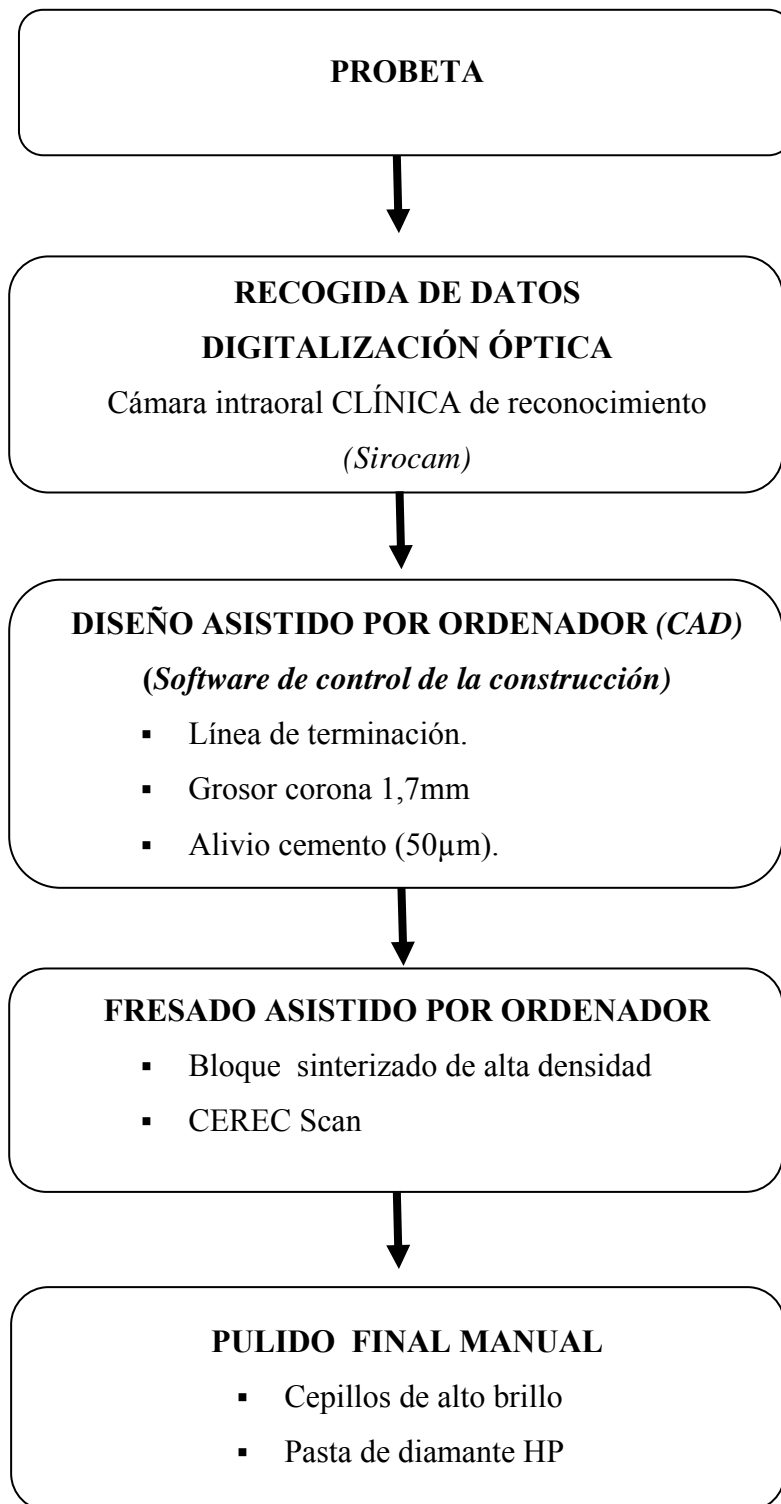
**Fig. 58. Proceso de fresado (automático). Cerec® Scan.**



Fig. 59. Coronas *VitaBlock*<sup>®</sup> *Mark II* terminadas, sobre sus respectivas probetas.



Fig. 60. Coronas *ProCad*<sup>®</sup> terminadas, sobre sus respectivos muñones.



**Proceso de confección de las coronas *Vitablocks<sup>®</sup> Mark II* y *ProCad<sup>®</sup>* con el sistema *CAD/CAM* clínico *Cerec<sup>®</sup> 3D*.**

### 3.3.7. Descripción de los bloques **IN-CERAM<sup>®</sup> ZIRCONIA (VITA<sup>®</sup>)**.

Por otra parte, se empleó la cerámica a base de óxido **Vita In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia Blanks** (Vita-Zahnfabrik).

Dicha cerámica fue introducida por el dentista y científico de materiales francés el *Dr. Michale Sadoun* en 1998. Este sistema consta de un núcleo cerámico de elevada resistencia, sobre el que posteriormente se adicionan capas de porcelana convencional.

La estructura interna está confeccionada con una mezcla de *óxido de aluminio* (67%) y *óxido de zirconio* tetragonal metaestable (33%) e infiltrada posteriormente con polvo de vidrio de baja viscosidad, que difunde a través de la red cristalina por acción capilar, constituyendo finalmente un 20-25% del conjunto global.

Se trata, por lo tanto, de una modificación del *In-Ceram Alúmina* clásico ( $Al_2O_3$ ) reforzado con partículas de *dióxido de zirconio* ( $Al_2O_3 + ZrO_3$ ), lo cual mejora la dureza y la resistencia a la flexión, alcanzando los 570-630 MPa.

Sinterizada, por lo tanto, de forma porosa para la confección de estructuras de coronas y puentes sin metal con el máximo de un pónico preferentemente en zonas posteriores, y con mejoras en las prestaciones respecto al resto de cerámicas de óxido (**Vita In-Ceram<sup>®</sup> Spinell y Alumina**), gracias a la incorporación, como ya se ha comentado anteriormente, de una parte de *óxido de zirconio* parcialmente estabilizado; por tanto, Zirconia es un *óxido de aluminio reforzado* con *dióxido de zirconio*, combinando la tenacidad a la rotura de este último y la gran resistencia a la flexión del *óxido de aluminio*, pudiendo ser empleada para la confección de puentes sin metal en sectores posteriores de hasta tres piezas. **Vita In Ceram<sup>®</sup> Zirconia** presenta una flexión (600-800 MPa) y tenacidad de rotura (6-8 MPa x m<sup>1/2</sup>), propiedades válidas, como hemos comentado, para rehabilitar el sector posterior.<sup>145, 314, 336-9</sup>

Para fabricar la cofia interna antes de la infiltración vítrea se pueden emplear dos métodos:

- Sinterización gradual de la cofia de alúmina-zirconia aplicada sobre un troquel refractario (técnica de barbotina).
- Tallado de un bloque de alúmina-zirconia sinterizado para darle la forma de la cofia mediante diseño y mecanizado integrada por ordenador.

El uso de bloques de alúmina-zirconia sinterizada redunda en una serie de ventajas frente a la técnica de barbotina:

- Las cofias realizadas con este sistema, debido a que los bloques se fabrican industrialmente, tienen una mayor sinterización de la red cristalina que las realizadas con la técnica de barbotina; lo que se traduce en mejores propiedades mecánicas.
- El proceso es menos laborioso porque:
  - No se necesita un modelo de duplicación.
  - No es necesaria una cocción de sinterización.
- El tiempo de cocción de la infiltración vítrea se reduce extremadamente.
- Las dimensiones de la estructura se pueden ajustar con exactitud mediante el ordenador.
- El material es fácil y seguro de manipular.

Esta cerámica presenta mejoras respecto a las cerámicas de vidrio y de feldespato, gracias a sus extraordinarias propiedades físicas, con una resistencia a la rotura y a la flexión y una tenacidad de fractura mayores; del mismo modo muestran una estética y biocompatibilidad óptima, así como una opacidad adecuada a los rayos X.<sup>155, 340</sup>

COMPOSICIÓN QUÍMICA		% en peso
Polvo	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	67
Polvo	t-ZrO <sub>2</sub> (Ce-estabilizado)	33
Microestructura:	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	56
	ZrO <sub>2</sub>	24
	Vidrio de infiltración	20

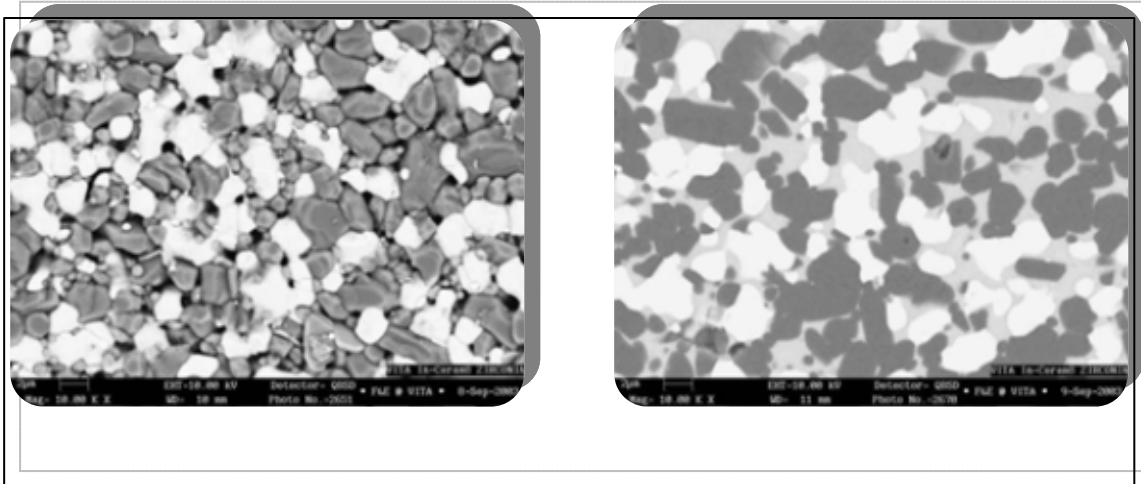
Tabla 7. Composición química de la cerámica *In-Ceram*<sup>®</sup> Zirconia.

### PROPIEDADES FÍSICAS:

ISO 6872.

PROPIEDADES	VALOR
Coefficiente de Expansión Térmica (20-500 °C)	$7.8 \times 10^{-6} \text{ x K}^{-1}$
Solubilidad Química	$1118 \pm 40 \text{ } \mu\text{g/cm}^2$
Densidad del Infiltrado	$4.24 \text{ g/cm}^3$
Resistencia a la Flexión	600 MPa
Tenacidad a la Rotura	$4.4 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$
Módulo de Young (Método de Resonancia)	258 GPa
Ratio Poisson	0.25
Tamaño de partícula promedio	3,0 $\mu\text{m}$

Tabla 8. Composición física de la cerámica *In-Ceram*<sup>®</sup> Zirconia.



**Figs. 61 y 62.** Imágenes REM (por microscopio electrónico reticulado) Estructura de *Vita In-Ceram® Zirconia Blanks* porosos. Ampliación x 10.000. Las partículas de óxido de zirconio son blancas, mientras que las partículas de óxido de aluminio son negras. (Izquierda). El vidrio de infiltración se representa de color gris. (Derecha) Estructura infiltrada con vidrio (*In-Ceram® Zirconia*). Ampliación x 10.000.

*Della Bona & cols.*<sup>341</sup> realizaron el análisis espectroscópico de dispersión de electrones a fin de conocer la microestructura del *In-Ceram® Zirconia*, observando que se halla estabilizado con Ceria (Ce) en un 7,5 %, no existiendo ningún tipo de trazas de itrio (Y) en su composición; del mismo modo recogen una composición de un 63 % de alúmina, 32 % de zirconio y 4% de matriz cristalina basada en óxido de lantano. Esta composición química, así como su disposición microcristalina, hace de ella una cerámica resistente a su tratamiento con ácido para su posterior acondicionamiento y cementado con resinas, siendo más adecuado la realización de una abrasión de la superficie mediante arenado, lo cual, a su vez, supone un incremento en la concentración de silicio superficial de un 76 %, lo que supone un beneficio para la adhesión con resinas mediante el empleo de silano.<sup>342, 343</sup>

### 3.3.8. Descripción técnica del sistema CAD/CAM Cerec® inLab y proceso de confección de las coronas IN-CERAM® ZIRCONIA (VITA®).

La fabricación de nuestras cofias a partir de los bloques de *Vita In-Ceram® Zirconia* fue llevada a cabo mediante el sistema CAD/CAM de laboratorio Cerec® inLab (Sirona), ubicado en el laboratorio dental *JC Dental S.L.*; en nuestro caso concreto, se emplearon los bloques *Vita In-Ceram® Blanks for Cerec® Zirconia CZ-12 for crowns*, cedidos por la casa comercial para la realización del presente estudio.

A continuación procederemos a describir las especificaciones técnicas del sistema CAD/CAM Cerec® inLab de manera simultánea a la descripción, paso a paso, del diseño y confección de las cofias *Vita In-Ceram® Zirconia* a partir de dicho sistema.

El sistema basado en tecnología CAD/CAM consta de:

- Ordenador personal compatible.
- *Cerec inEos*, nuevo escáner óptico de Sirona.
- *Cerec® inLab*, unidad fresadora empleada para la realización de la estructura.
- *Z-21 In-Ceram®*, para infiltración vítrea.
- *VITA VM®7*, porcelana de recubrimiento.

El primer paso a realizar consiste en la digitalización de la superficie de los muñones a restaurar, mediante el nuevo escáner óptico y sin contacto directo con dicho muñón (*Cerec® in Eos – Sirona-*), con una exactitud en una escala de 5 µm y una longitud de onda de 670nm. Dicho escáner está conectado a un PC con el software para el diseño de las estructuras (**Figs. 63 y 64**).



Fig. 63. Cerec® inLab. Escáner *inEos* conectado al PC.

La probeta se fijó al soporte pertinente y se orientó sobre la placa móvil del escáner, centrándola bajo la punta lectora del mismo. Para comenzar la lectura, se pulsó el botón ubicado en la parte delantera de la base del escáner registrándose los datos del primer muñón, apareciendo un punto luminoso sobre el mismo de  $25\mu\text{m}$ . Puesto que la superficie a explorar debe ser mate, se empleó el espolvoreado con óxido de titanio sobre el muñón metálico.



**Fig. 64. Escáner *inEos* realizando proceso de escaneado de la probeta.**

Inicialmente, se emplea la opción de preescaneado, con el fin de realizar una rápida comprobación de la correcta orientación del muñón para el escaneado definitivo. Se realizó un “escaneado rotacional”, en este escaneado, se tomaron automáticamente ocho imágenes individuales de cada muñón desde diferentes ángulos, que a continuación son integradas a través de un proceso de cálculo matemático y conforma una base exacta para el diseño de la cofia en el ordenador.

El tiempo de escaneado es inferior al de los otros sistemas, en veinte segundos se realizan las ocho tomas (fotos) de cada muñón, mientras el troquel gira, que sirven para calcular el modelo de diseño tridimensional pertinente, ya que posteriormente se juntan las imágenes tridimensionales obtenidas y se presenta una imagen que puede verse en sus 360°.

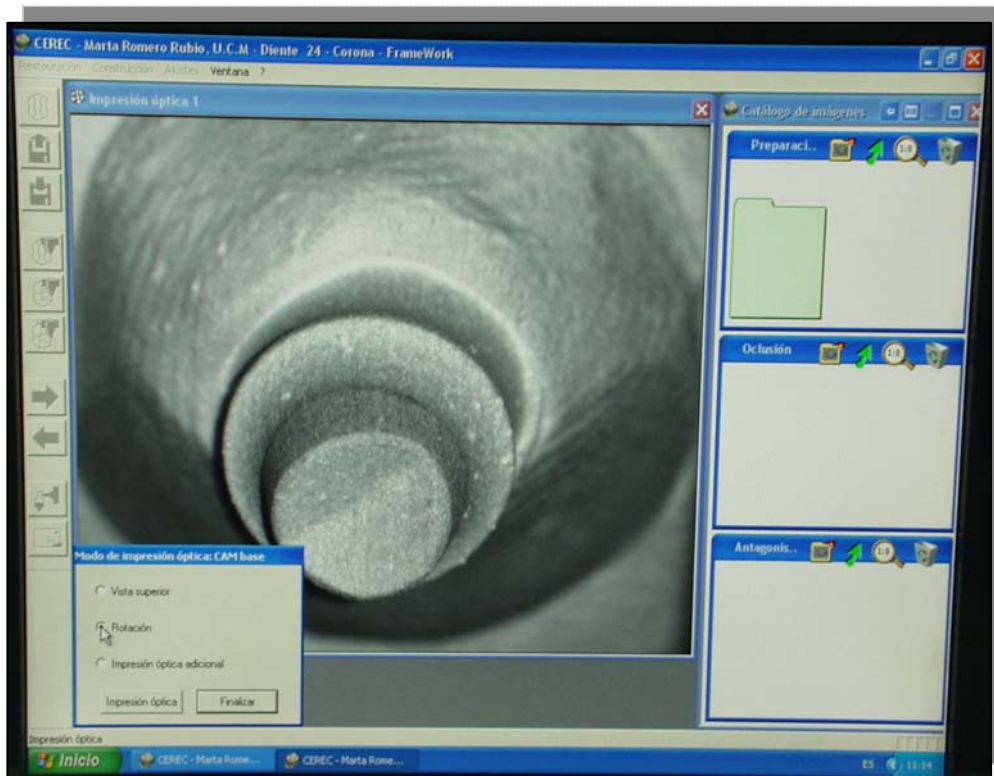


Fig. 65. Vista previa del escaneado con *InEos*.

A continuación, la información obtenida en el paso previo (**Fig. 65**), pasa directamente al sistema informático mediante conexión USB, observándose, en la pantalla del ordenador, la captura de los datos obtenidos, comprobando que no existiera ningún error en la topografía de la preparación y realizándose el diseño de la estructura a confeccionar a partir de un software específicamente diseñado para tal fin, *CAD Framework 3D Software (Sirona inLab System)*, creado para ser empleado con Windows 2000 o superior, Windows XP en nuestro caso, similar al ya explicado con anterioridad para el sistema **Cerec® 3D**.

Una vez obtenida y evaluada la imagen digital, el técnico de laboratorio marca las líneas de terminación del muñón escaneado (denominada por el sistema como “línea de fondo”) (**Fig. 66**) (dicho límite puede ser identificado, si se desea, de forma automática por el programa) y se realiza el diseño de la subestructura (seleccionando la opción “diseñar subestructura”) con los parámetros estándar determinados por el sistema: espesores de 0,5 mm en las caras axiales y 0,7 mm a nivel de la cara oclusal, así como un espacio de cementación de 50  $\mu\text{m}$ ; sin embargo, cabe destacar las múltiples posibilidades de modificación presentadas por el sistema en lo que respecta a los grosores de pared y altura, pudiendo visualizar los efectos concretos de dichas modificaciones en todo momento con ayuda de la función de “vista previa”. A continuación se determinó el eje de inserción pertinente.



**Fig. 66.** Determinación del contorno marginal del muñón escaneado.

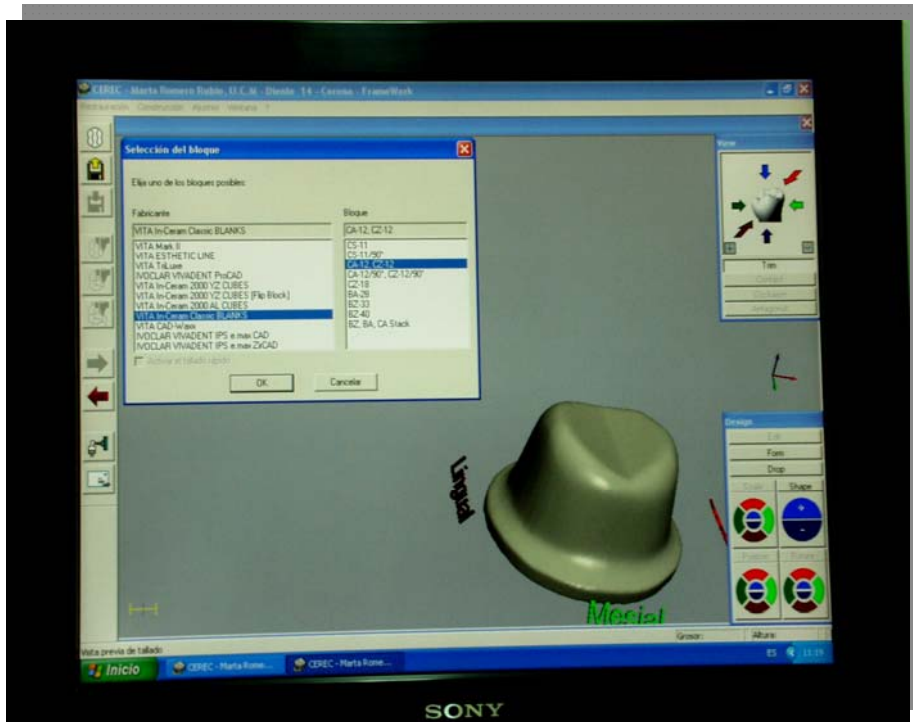


Fig. 67. Cofia diseñada en la pantalla del ordenador; selección del bloque a fresar para su confección.

Concluido el diseño de la estructura a confeccionar por ordenador (véase Fig. 67), se realizó la selección del tipo y tamaño de la cerámica a emplear, en nuestro caso de *Vita In-Ceram® Zirconia*, que por su tamaño más se adecuara a nuestras necesidades, optando por el bloque denominado *CZ-12*, cuyas dimensiones son: 10 x 12 x 15 mm (véase Fig. 68).



Fig. 68. Bloques *In-Ceram® Zirconia* para Cerec® CZ-12.

Existen otros tamaños de bloques de *In-Ceram*<sup>®</sup> Zirconia:

Dimensiones: 14 x 15 x 18 mm. Denominación: **CZ-18**.

Dimensiones: 14 x 15 x 33 mm. Denominación: **BZ-33**.

Dimensiones: 14 x 15 x 40 mm. Denominación: **BZ-40**.

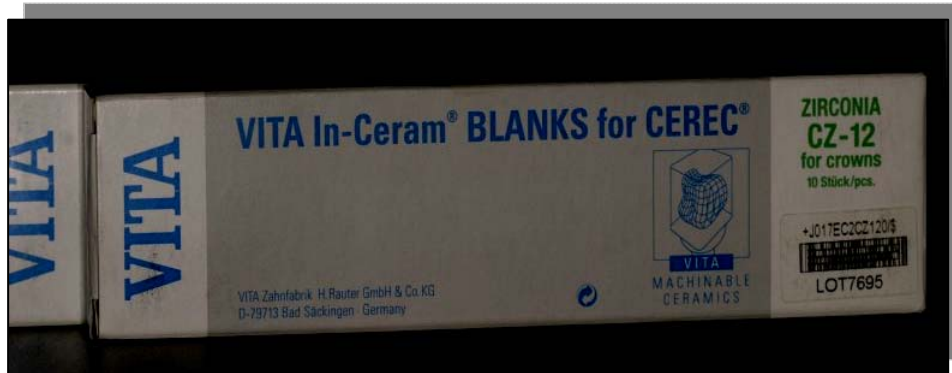


Fig. 69. Bloques *In-Ceram*<sup>®</sup> Blanks for Cerec<sup>®</sup> empleados en el presente estudio.

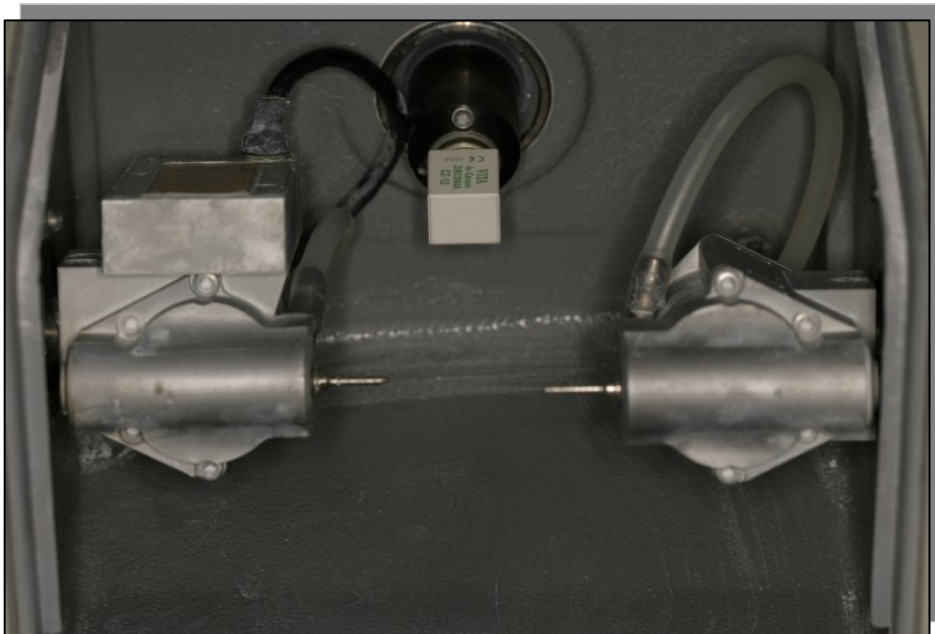
Después de transferir los datos, fue insertando el bloque cerámico en la unidad de tallado *Cerec*<sup>®</sup> *inLab*, comenzando así el proceso de mecanizado; se trata de una fresadora doble de seis ejes para el tallado a alta velocidad (40.000 rpm.) que consta de dos fresas situadas en paralelo. Estas dos fresas son de diamante (grano de 64  $\mu$ m) y cada una tiene una forma y misión distinta. Por un lado, tenemos un cabezal de diamante cilíndrico (de 10 mm de longitud y un diámetro de 1,2 mm), que realizarán el tallado de la cara externa de la cofia; y por otro lado, tenemos un cabezal cónico alargado (de 4° ó 4,8° de ángulo de convergencia) que conforma la cara interna de la misma.



Fig. 70. Bloque de *In-Ceram*<sup>®</sup> Zirconia for Cerec<sup>®</sup> CZ-12 insertado con la herramienta pertienete en la unidad de tallado *Cerec*<sup>®</sup> *inLab*.

Antes de comenzar el proceso de fresado, la propia computadora corrige y calibra ligeras inexactitudes existentes en caso de ligeros desgastes de las fresas mediante la función integrada en el software “*Control de Torque Suave*”.

A continuación, se iniciaba el fresado de la cofia bajo refrigeración, mediante un sistema integrado de bombeo e inyección continua de agua, que evita la conexión a una fuente externa, a fin de proteger el material, evitar la aspiración de polvo y garantizar que el tallado se realiza con refrigeración abundante (**Fig. 71**).



**Fig. 71.** Unidad de fresado Cerec® inLab y bloque de *In-Ceram® Zirconia* montado antes de ser tallado.

El proceso de tallado duraba aproximadamente 9 minutos, aportando una precisión de mecanizado de aproximadamente 12,5  $\mu\text{m}$ . Una vez finalizado el fresado, se retiraba la cofia de la máquina y con una fresa de diamante de grano fino a baja velocidad y aplicando poca presión se eliminaba el material excedente.<sup>144, 146, 336, 344</sup>



Fig. 72. Diferentes detalles de las cofias (*In-Ceram® Zirconia*) talladas y colocadas sobre sus respectivos muñones de latón.

A continuación se procedió al *infiltrado vítreo* de las cofias. Para ello, se mezcló el *polvo de vidrio In-Ceram® Zirconia Z 22 N* (Fig. 73), con agua destilada hasta conseguir una mezcla fluida (Fig. 74).

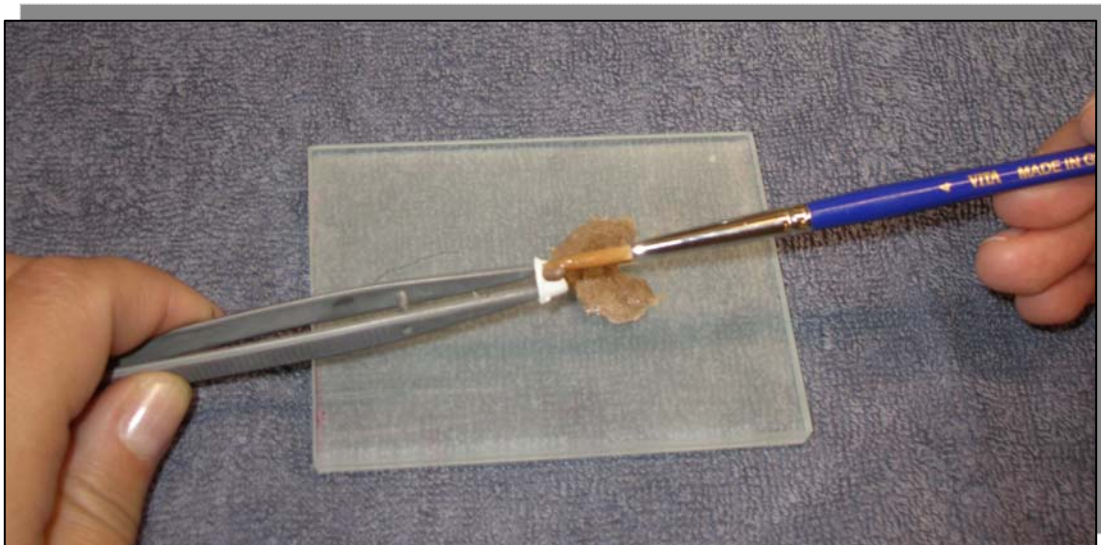


Fig.73. Polvo de vidrio *In-Ceram® Zirconia Z 22 N*.



**Fig. 74.** Mezclado del vidrio de infiltración (elegible conforme al color del diente) con agua destilada. La masa de vidrio de infiltración se toma con un pincel.

Se aplicaba con un pincel una capa de vidrio de 1-2 mm., siempre en estado húmedo, sobre la superficie externa de la estructura dejando sin cubrir aproximadamente un milímetro desde el margen (Fig. 75).



**Fig. 75.** Aplicación del infiltrado vítreo.

Las cofias con el vidrio se colocaban sobre unos pernos de platino para realizar la cocción de infiltración (Figs. 76 y 77).



Fig. 76. Pins de platino para realizar la cocción.



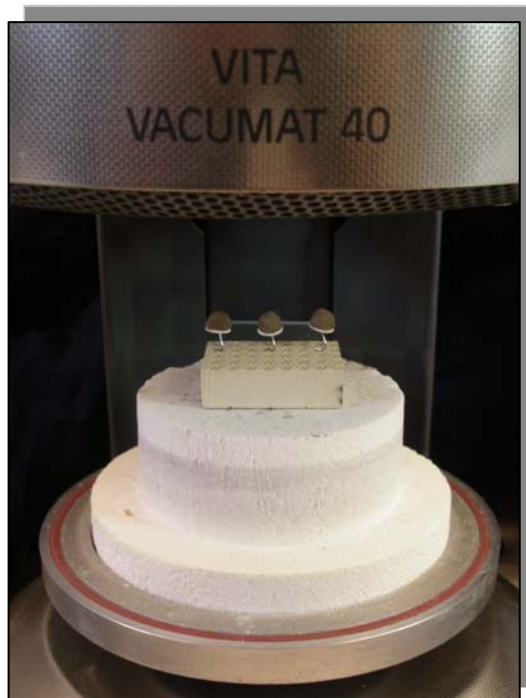
Fig. 77. Detalle de tres de las cofias *In-Ceram*<sup>®</sup> Zirconia tras aplicar la infiltración vítrea sobre los pernos de platino.

Para ello, se utilizó un horno *Vita Vacumat*<sup>®</sup> 40 (Fig. 78), con el siguiente programa:

- Se efectuaba el precalentamiento a 600°C durante un minuto.
- Se iba aumentando la temperatura 20°C por minuto hasta alcanzar 1140°C.
- Se mantenía esta temperatura durante 30 segundos.
- Posteriormente, se dejaba enfriar el horno hasta la temperatura ambiente.

	T <sup>a</sup> inicial	→ min	↑ min	↑ min	T <sup>a</sup> aprox °C	→ min	VACIO min
Infiltración	600°C	1	27	20	1140°C	30	33
Control	600°C	-	5	80	1000°C	5	-

**Tabla 9. Programa para la cocción de sinterización de las estructuras *In-Ceram*<sup>®</sup> Zirconia.**



**Fig. 78. Horno Vita Vacumat<sup>®</sup> 40 con cofias infiltradas y listas para realizar la cocción de infiltración.**

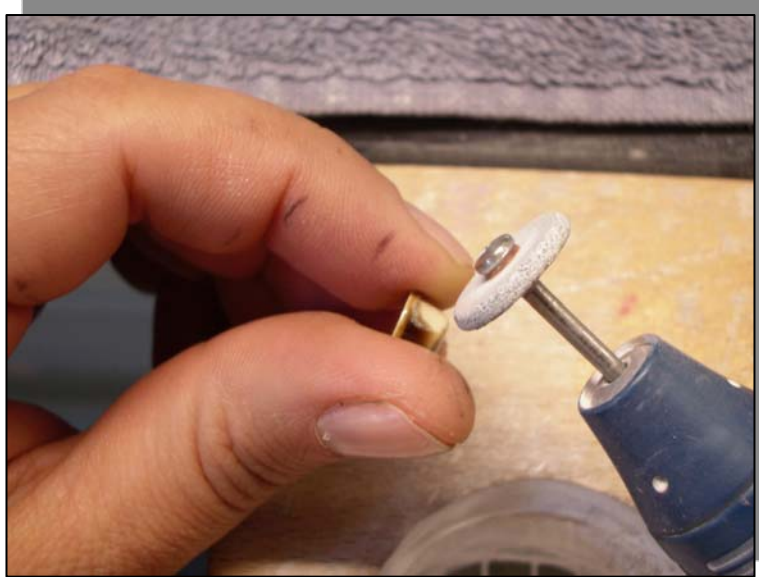


**Fig. 79. Procedimiento de cocción con horno Vita Vacumat® 40.**

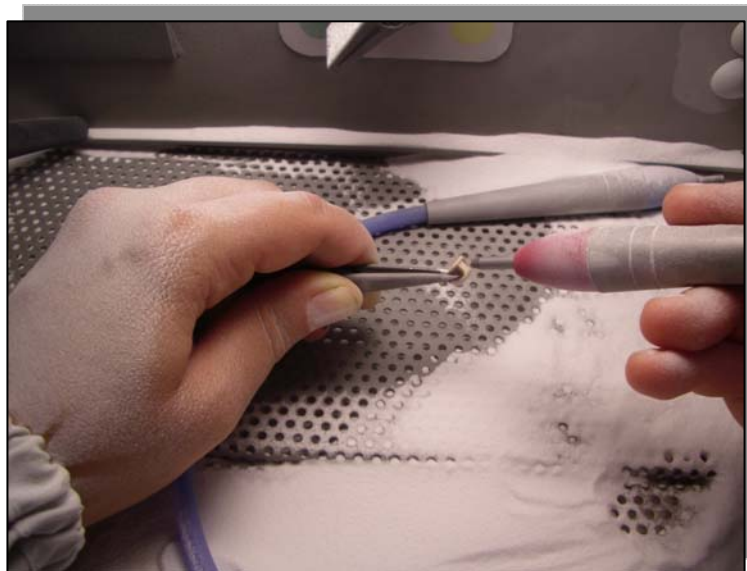


**Fig. 80. cofias tras la cocción de infiltración.**

Tras la cocción de las cofias, se eliminaban los excesos de vidrio utilizando discos diamantados y luego chorreándolas con óxido de aluminio de 50  $\mu\text{m}$ , a 4 bares de presión (**Figs. 81 y 82**).

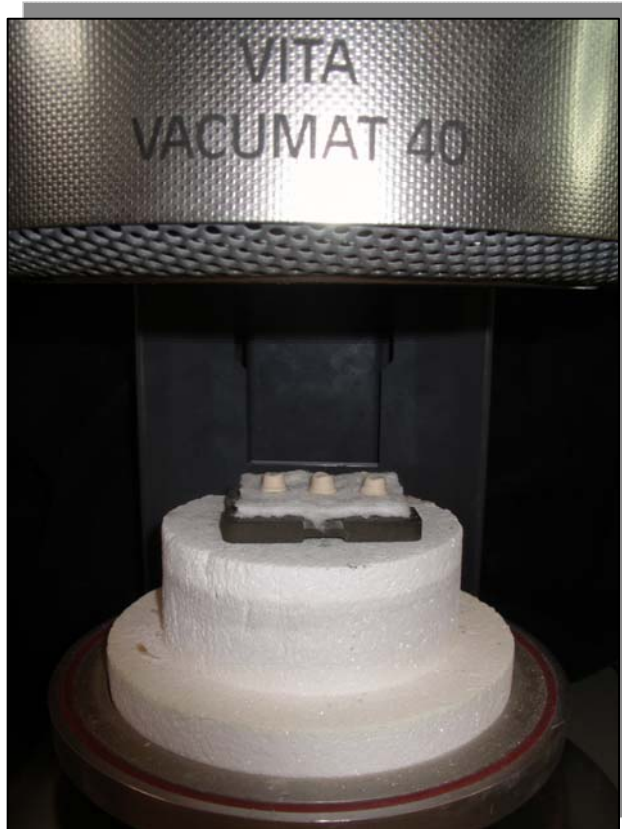


**Fig. 81.** El vidrio sobrante basto se elimina en seco mediante piedras de corindón o mediante aditamentos diamantados de grano grueso.



**Fig. 82.** A continuación se arenan las superficies con abrasivo  $\text{Al}_2\text{O}_3$  para eliminar todos los restos de vidrio.

Finalmente, las estructuras se sometían a una cocción de control de infiltración (1000°C durante cinco minutos) (**Fig. 83**), durante la cual los últimos restos de vidrio sobrante salen de la estructura a la superficie. Después del enfriamiento se eliminaron de la forma descrita anteriormente.



**Fig. 83. Cocción de control de infiltración.**

Por último, las restauraciones se sometían a un pulido mecánico con pasta de diamante y se colocaban sobre sus respectivos muñones.

Seguidamente se aplicó (sobre las cofias infiltradas) la porcelana de recubrimiento denominada *Vita VM<sup>®</sup>7* mediante la técnica convencional de capas, empleada para el blindaje de estructuras de cerámica de óxido y así conseguir la anatomía definitiva de las coronas. Su coeficiente de expansión térmica (CET)  $6,9-7,3 \times 10^{-6} \text{xK}^{-1}$  a 25-500°C, está adaptado al material del núcleo de alumina-circonia (CET 25-500°C de  $7,2-7,9 \times 10^{-6} \text{xK}^{-1}$ ). La porcelana de recubrimiento siempre debe

tener un comportamiento térmico similar al de la estructura que va a cubrir para evitar tensiones nocivas en la restauración.

De modo que durante el aumento de temperatura, la cofia expande más que el revestimiento. Cuando el conjunto se enfría, la cerámica se ve sometida a una leve tensión de compresión tangencial a causa de la unión adhesiva de ambos materiales, de forma que si existiesen fisuras incipientes éstas se cerrarían, evitándose la formación de grietas. También es necesario tener en cuenta el grosor del recubrimiento ya que la tensión de tracción aumenta cuando el espesor de la capa es superior.

**Vita VM<sup>®</sup>7** ha sido desarrollada a partir de la cerámica de recubrimiento **Vitadur Alpha**, que ha demostrado su eficacia durante años. Se trata de una cerámica de feldespato de partículas finas que, una vez cocida, presenta una superficie especialmente lisa que no daña los antagonistas. Debido a su elevada homogeneidad, es más fácil de pulir y tiene aproximadamente un 20% más de resistencia a la rotura por flexión.

Dicha cerámica de recubrimiento permite realizar dos tipos de acabado: *basic* y *build up*; en función del número de capas aplicadas. En el presente trabajo, debido al carácter in vitro del mismo, se empleó el recubrimiento *basic*. **Vita VM<sup>®</sup>7** se encuentra disponible en todos los colores de la guía **Vita Toothguide 3D-Master<sup>®</sup>**, seleccionando para el presente trabajo el color **3M2**.



Fig. 84. Detalle de cerámicas de recubrimiento **Vita VM<sup>®</sup>7**.

La estratificación comenzó con el pincelado de la estructura con una capa muy fina del **Vita VM<sup>®</sup>7 Effect Liner**. Este material se emplea para estructuras no coloreadas y cumple dos funciones: por un lado, actúa como agente de unión entre el núcleo y el revestimiento, y por otro sirve para maquillar el color deseado, además de aportar el efecto de la fluorescencia. Se comercializa en una gama de seis colores y con dos presentaciones: en forma de polvo y líquido (la utilizada en nuestro estudio) o bien en forma de pasta. En la confección de nuestras coronas se eligió el **EL4 (Fig. 85)**, que es adecuado para el color **3M2**. Tras su aplicación se procedió a la cocción del *Liner* a 920°C, con una duración del ciclo de veinte minutos, incluyendo las fases de precalentamiento y vacío.



Fig. 85. EFFECT LINER EL4 empleado en el presente estudio.

Se realizó sobre nuestras cofias **In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia** el recubrimiento *basic*, formado por VITA VM<sup>®</sup>7 BASE DENTIN 3M2 (Fig. 86) y VITA VM<sup>®</sup> 7 ENAMEL ENL. El BASE DENTINE es un material muy opaco, que se aplica en dos capas, consiguiendo una buena reproducción del color en prótesis con paredes muy finas, utilizándose también en aquellos casos en los que la restauración requiera un color intenso. El grado de translucidez deseada lo proporciona el ENAMEL. La modificación de los espesores de ambos materiales permite variar la intensidad cromática del color, mientras que un mayor espesor de ENAMEL reduce dicha densidad.



Fig. 86. BASE DENTINE 3M2 empleado en el presente estudio.

Todas las cocciones se realizaron siguiendo las indicaciones del fabricante. (Tabla 10):

	T <sup>a</sup> inical	→ min	↑ min	↑ min	T <sup>a</sup> aprox °C	→ min	VACIO min
1 <sup>a</sup> Cocción dentina	500	6.00	7.27	55	910	1.00	7.27
2 <sup>a</sup> Cocción dentina	500	6.00	7.16	55	900	1.00	7.16
Glaseado	500	-	5.00	80	900	1.00	-

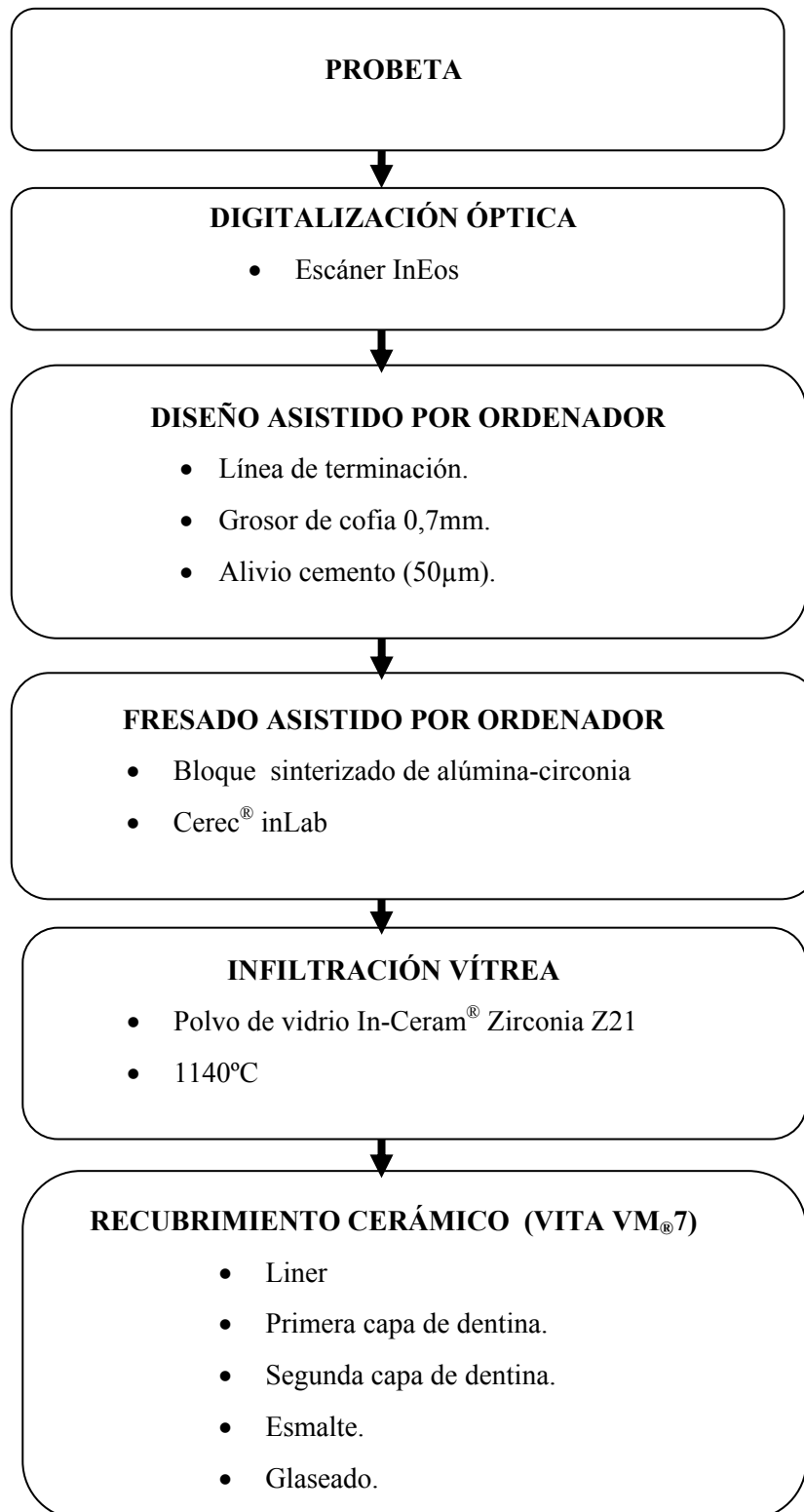
Tabla 10. Programa para la cocción de la cerámica de recubrimiento VITA VM<sup>®</sup>7.

El espesor total de la cerámica de revestimiento fue de 0,8 mm a nivel de la cara oclusal y de 0,5 mm a nivel de las paredes axiales.

El proceso fue repetido por el mismo operador en el laboratorio *Riosa S.L.* (Madrid), con cada una de las 30 probetas del grupo Zirconia (**Figs. 87 y 88**), obteniéndose las 30 coronas necesarias para el presente estudio.



**Figs. 87 y 88.** Visión vestibular y oclusal de coronas *VITA In-Ceram® CZ* terminadas, correspondientes a las probetas 14, 15 y 16.



**Proceso de confección de las coronas VITA In-Ceram® CZ con el sistema CAD/CAM de laboratorio Cerec® inLab.**

Una vez confeccionadas las restauraciones, se procederá a la medición del desajuste marginal absoluto de las coronas de los cuatro grupos *sin cementar*.

### **3.3.9. Descripción del proceso de medición del ajuste marginal de las restauraciones.**

#### **3.3.9.1. Evaluación del ajuste marginal.**

Cualquier método de medición deber ser reproducible, repetible y consistente, para lo cual deben establecerse puntos predeterminados de medida, para poder llevar a cabo comparaciones imparciales entre las distintas muestras.<sup>345</sup>

Hoy por hoy no existe un procedimiento estandarizado único para medir el ajuste de las restauraciones. Se han determinado diferentes técnicas para tal fin, así podemos hablar de métodos cualitativos y cuantitativos.<sup>346</sup>

Actualmente, la comprobación del ajuste de forma cualitativa puede realizarse de tres maneras<sup>257</sup>:

*1. Clínicamente:* dentro de este bloque podemos destacar la agudeza visual. La capacidad de discriminación visual del ojo humano (**agudeza visual**) se representa cuantitativamente como “*el recíproco del mínimo ángulo de resolución (en minutos de radio)*”.<sup>347</sup>

El poder de resolución del ojo humano responde a la siguiente fórmula matemática<sup>347,348</sup>:

$$x = y \cdot \operatorname{tg}\alpha$$

donde **x** = tamaño detectable entre dos objetos; **y** = distancia del ojo al objeto;  **$\alpha$**  = ángulo mínimo de resolución, 0,0166°.

Así, a 20 cm, distancia a la que observaremos las restauraciones, seremos capaces de discernir separaciones de 57,9  $\mu\text{m}$  entre dos puntos.<sup>346</sup>

Los medios de comprobación visual pueden verse complementados con el empleo de cámaras fotográficas con objetivos macro, de gran utilidad.

La sonda exploratoria también es otro método cualitativo de comprobar el ajuste marginal clínicamente, teniendo en cuenta que el extremo de la sonda exploratoria presenta un grosor de 80µm, por lo que con ella no podremos detectar discrepancias inferiores a dicho valor.<sup>225,</sup>

349

2. Radiológicamente: la radiografía es menos precisa que el método anteriormente citado, detectando exclusivamente discrepancias muy severas; del mismo modo, pequeñas divergencias en la angulación del tubo de rayos X, impide la correcta visualización de los errores del ajuste. Sin embargo, es un método que permite comprobaciones en el tiempo, mediante el empleo de la técnica de paralela.

3. Subjetivamente: se realiza mediante la comprobación del *test de valoración subjetiva*, en el cual se pregunta al paciente si nota tensión en alguna zona de la boca.

Los métodos cuantitativos pueden ser a su vez directos e indirectos; todos ellos permiten obtener mediciones más exactas. Dentro de *los métodos cuantitativos directos*, las mediciones *in vitro* del desajuste vertical entre dos estructuras (medición externa del ajuste a nivel de la línea de terminación directamente sobre las probetas- dientes extraídos, muñones metálicos, muñones plásticos...-) pueden realizarse con lupas<sup>350</sup>, microscopía de fluorescencia<sup>351</sup>, microscopía electrónica de barrido (MEB)<sup>45, 61, 67, 68, 76, 113, 142, 143, 166, 177, 179,183, 221, 256, 265, 266, 320, 352-61</sup>, analizador de imagen<sup>142, 254, 298, 299, 362-365</sup> o microscopía óptica<sup>12, 45, 109, 110, 116, 166, 173, 177, 201, 204, 217, 224, 366-72</sup>, que es el instrumento empleado en la presente investigación.

Todos los métodos anteriormente señalados son altamente fiables, pero han de tenerse en cuenta ciertos errores que pueden suceder si no se aplica una técnica depurada: la exactitud de la medida depende del ángulo de superficie de las lentes, el grado de enfoque, distancia de trabajo y la magnificación. Las principales fuentes de error suelen ser la angulación y la distancia de trabajo, que son controladas por el técnico. Es por ello por lo que es fundamental estandarizar el procedimiento de medición de las muestras, posibilitando así, que los resultados puedan ser comparables.<sup>346</sup>

Como puede suponerse, la comprobación del ajuste en las preparaciones una vez cementadas en boca, es compleja, por lo que es interesante conocer exhaustivamente los resultados, en lo que al ajuste se refiere, que ofrece cada una de las cerámicas en estudios *in vitro* mediante el empleo del microscopio como elemento de medición.

Dentro de los *métodos cuantitativos indirectos*, destacamos aquellos sistemas que evalúan a lo largo de toda la superficie de contacto, el ajuste interno de la restauración.<sup>217, 372-4</sup>

La mayoría de los estudios analizan el espesor de película de un material de impresión interpuesto entre la restauración y la probeta previo y/o tras el cementado, por barrido óptico o barrido con láser.<sup>358, 375-7</sup>

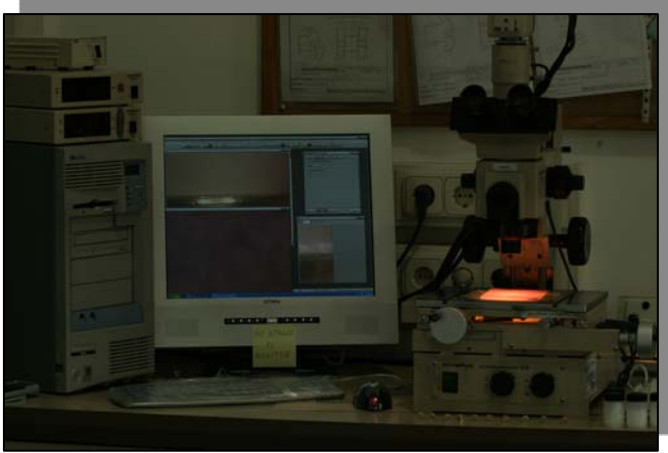
### 3.3.9.2 *Análisis mediante microscopía óptica del ajuste marginal.*

Todas las mediciones fueron realizadas en el *Laboratorio de Análisis de Calidad Euro Ortodoncia S.L.*, ubicado en Alcorcón (Madrid). Este centro cuenta con la certificación UNE-EN-ISO 9001, así como la norma UNE-EN-ISO 14000 y el sistema EMAX de medio ambiente, habiendo visto recompensado su esfuerzo innovador al haber sido premiado por la Comunidad de Madrid con el premio a la mejor política medioambiental.



**Figs. 89, 90, 91.** Centro donde se realizaron las mediciones.

Para el estudio del **desajuste marginal vertical absoluto** se empleará la microscopía. Para tal fin utilizaremos el microscopio **OLYMPUS® STM**, n° de serie: 910804, (**Figs. 92, 93, 94**) en el Laboratorio de Análisis de Calidad EuroOrtodoncia S.L., con el que conseguiremos un aumento de 100x de cada una de las probetas.



**Figs. 92 y 93. Imágenes del microscopio *OLYMPUS® MODELO***



**Fig. 94. Lente utilizada en nuestro estudio para la captación de las imágenes.**

Dicho microscopio presenta las siguientes características:

1. Al tratarse de un microscopio óptico metalográfico reflexivo, no transmisivo, la luz incide sobre el espécimen o probeta, pasando previamente por una lente, se refleja y vuelve a atravesar el objetivo (lente) magnificándolo.
2. La distancia de trabajo es muy alta, obteniéndose un gran campo visual, siendo la distorsión prácticamente nula.
3. Posee un foco fijo, siendo el factor de ampliación del sistema fijo también.
4. Dicho microscopio se encuentra conectado a un ordenador, permitiendo así, visualizar directamente en el monitor del mismo, gracias al programa Image-Pro<sup>®</sup> Plus para el análisis y medición de las imágenes obtenidas (**Fig. 95**), lo que está siendo calibrado del sistema así como la realización de registros fotográficos.
5. La resolución de la medición para el microscopio de medida es de 0,5  $\mu\text{m}$ .



**Fig. 95.** Programa empleado para la medición del desajuste vertical.

El software específico para la medición y captación de imágenes (empleado para este estudio) ha sido creado por la empresa **SOLEX** de visión artificial.

### 3.3.9.3 Preparación de las probetas y obtención de las imágenes.

Los 120 especímenes seleccionados para el presente estudio precemetado debían permanecer estables. En las primeras muestras que estudiamos al no estar cementadas, se producían movimientos del muñón que falseaban la medida.

Para evitarlo se empleó una **mordaza portamuestras (Fig. 96)** que fue confeccionada en el *Taller de Asistencia a la Investigación* de la *Universidad Complutense de Madrid* y que fue cedida por el *Dr. Francisco Martínez Rus*, Profesor Asociado del Departamento de Prótesis Bucofacial, (*Estomatología I*), en la *Facultad de Odontología* de la *Universidad Complutense de Madrid*; aunque el tornillo pasante fue modificado en su longitud con respecto al original, por ser los especímenes del presente estudio más cortos que los utilizados por dicho Doctor en su *Tesis Doctoral*.<sup>183</sup>

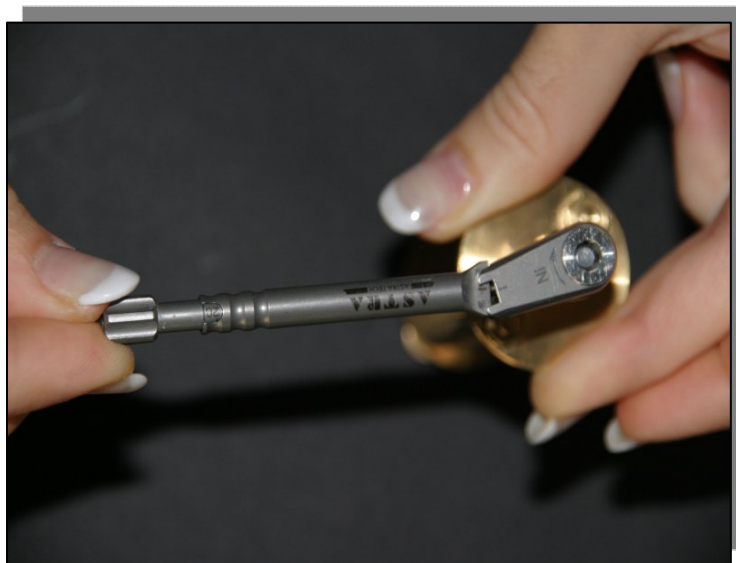


**Fig. 96.** *Mordaza portamuestras* empleada en el presente estudio.

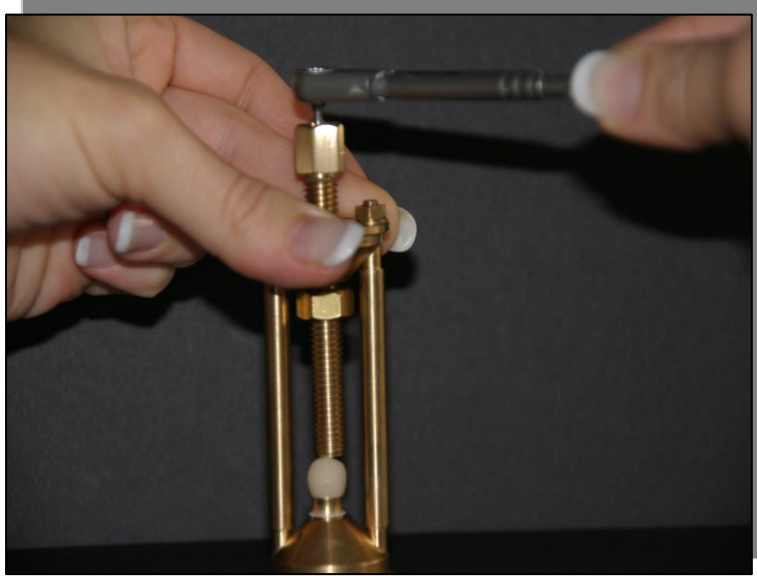
Este dispositivo estaba formado por dos piezas troncocónicas unidas por dos vástagos laterales; de la pieza superior partía un tornillo pasante que apretaba el conjunto probeta-restauración con la base inferior. A su vez, la cabeza de este tornillo central se ajustaba perfectamente a una llave dinamométrica calibrada *Astra Tech*<sup>®</sup> (Ref. 24075) (**Fig. 97**) que nos permitía controlar la fuerza transmitida al espécimen, estandarizando de esta manera la presión a 20 N/cm<sup>2</sup>. A su vez dicho conjunto sujetaba la probeta a su correspondiente corona mediante presión constante.



**Fig. 97.** Llave dinamométrica calibrada *Astra Tech*<sup>®</sup>.

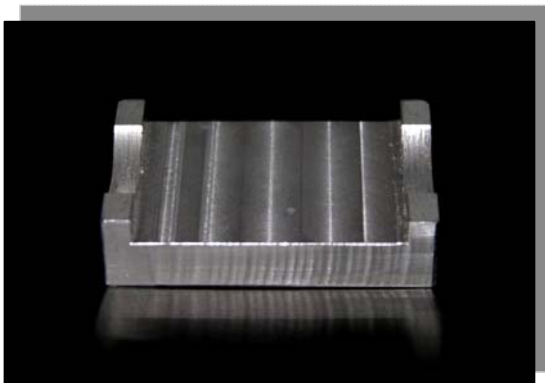


**Fig. 98.** Detalle de la fuerza transmitida al cada espécimen con la llave dinamométrica (20 Ncm<sup>2</sup>).



**Fig. 99.** Detalle del procedimiento realizado para la estabilización de las probetas previas a la medición pertinente.

Por lo tanto en el análisis precementado, la muestra se colocaba en la mordaza para examinarla al microscopio. Se confeccionó en el Taller de Asistencia a la Investigación, una base de latón (**Fig. 100**) con dos lechos cóncavos para fijar, orientar y estabilizar dicha mordaza portamuestras a nivel de las estructuras troncocónicas y así permitir realizar las mediciones de los especímenes en una posición totalmente estable y perpendicular a la lente del microscopio. Con este sistema nos asegurábamos que la discrepancia que medíamos era la real y que no estaba sesgada por desplazamientos de la probeta; siendo la ubicación de cada una de las probetas con sus respectivas restauraciones reflejada a partir de un punto de luz posicionador emitido por el propio microscopio.



**Fig. 100.** Soporte de latón confeccionado para la estabilidad de la mordaza portamuestras.

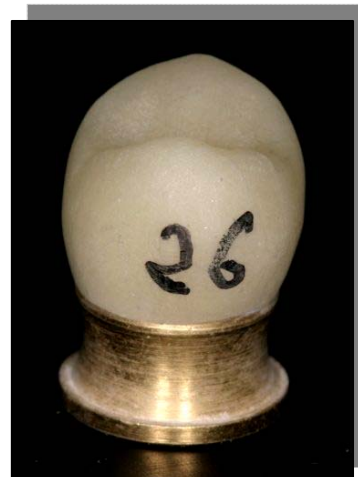


**Fig. 101. Conjunto Base más mordaza más probeta lista para su estudio microscópico.**

Dicho microscopio se encuentra conectado a un ordenador personal y un monitor de alta resolución, visualizando directamente en dicho monitor (gracias al programa **Image-PRO® PLUS**, para el análisis y medición de las imágenes obtenidas) lo que está siendo observado en el microscopio.

Sobre dicha imagen, el observador marcará, 5 puntos predeterminados (vestibular, lingual, mesial, distal y mesiovestibular) en cada una de las restauraciones medidas al nivel más cavo superficial del margen de la preparación, uniéndolos con una línea recta, a otros 5 puntos marcados en la terminación de cada una de las coronas confeccionadas.

**Fig. 102. Detalle macroscópico de la relación entre la restauración confeccionada con la cerámica Vitablock® Mark II mediante el sistema CAD/CAM (Cerec® 3D) y su correspondiente probeta, número: 26.**



Una vez hecho esto, el programa **Image-PRO® PLUS** determina la distancia en milímetros de dicha línea recta entre los puntos marcados, considerándose este dato como la interfase entre probeta y estructura, almacenando los datos en un CD-ROM e imprimiendo los mismos en formato papel; esta distancia supone la **discrepancia/desajuste marginal vertical**, en cada uno de esos 5 puntos, definida como la distancia paralela al eje del diente existente desde el margen de la restauración al margen de la preparación o lo que es lo mismo, la distancia que hay entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial de la preparación medida paralelamente al eje longitudinal del diente, en nuestro caso, del muñón.

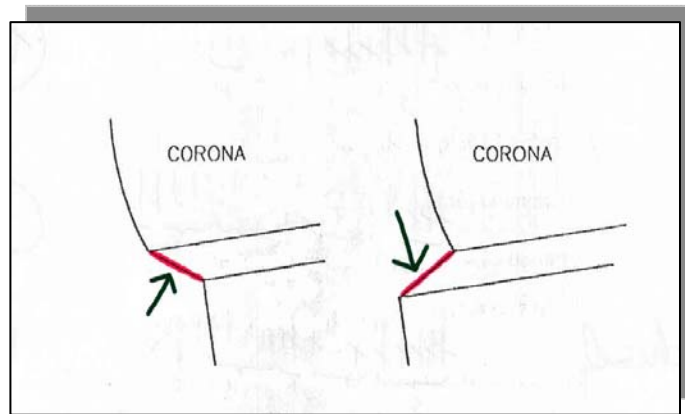


Fig. 103. Detalle de la discrepancia marginal absoluta.

Tras un breve proceso de aprendizaje en el que se realizaron una serie de mediciones de prueba, cuyos resultados no formarán parte de los datos globales del estudio y tras el calibrado del programa, según el objetivo utilizado (Fig. 94) se procedió a la medición de las **discrepancias marginales verticales absolutas** (Fig. 103) en cada una de las 30 coronas de cada uno de los cuatro grupos obtenidos, siendo todas las mediciones realizadas, para las ciento veinte probetas, por el mismo operador.

Fig. 104. Caja de calibres utilizada para el ajuste del sistema de medición según la lente empleada en el microscopio óptico metalográfico de reflectancia.





**Fig. 105.** Mordaza de posicionamiento con probeta para su análisis microscópico.

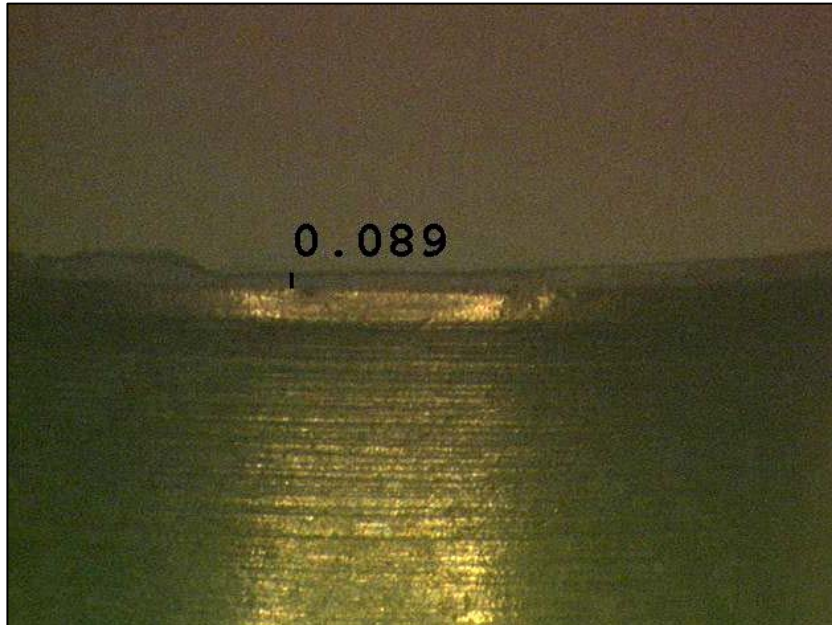


**Fig. 106.** Procedimiento de captación de la imagen.

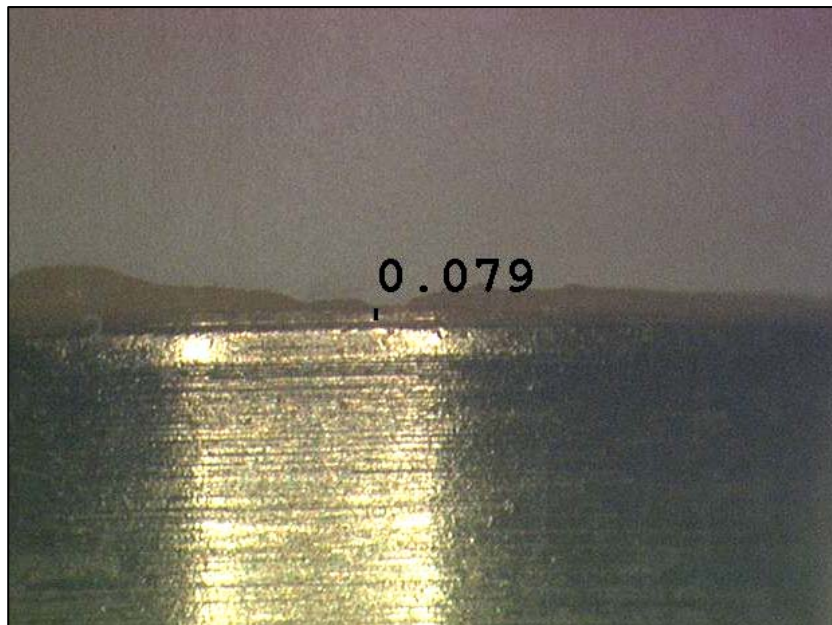


**Fig. 107.** Imagen captada por el ordenador, correspondiente al grupo de cerámica *Vitablock® Mark II*. Captación de la imagen desde la lupa al ordenador, se enfocaba y se compensaba su contraste.

A continuación se muestran distintas imágenes obtenidas mediante microscopía, (**ver figuras de 108 a 113**) en las que se pueden observar el desajuste marginal (en milímetros) en los cinco puntos de cada modelo.



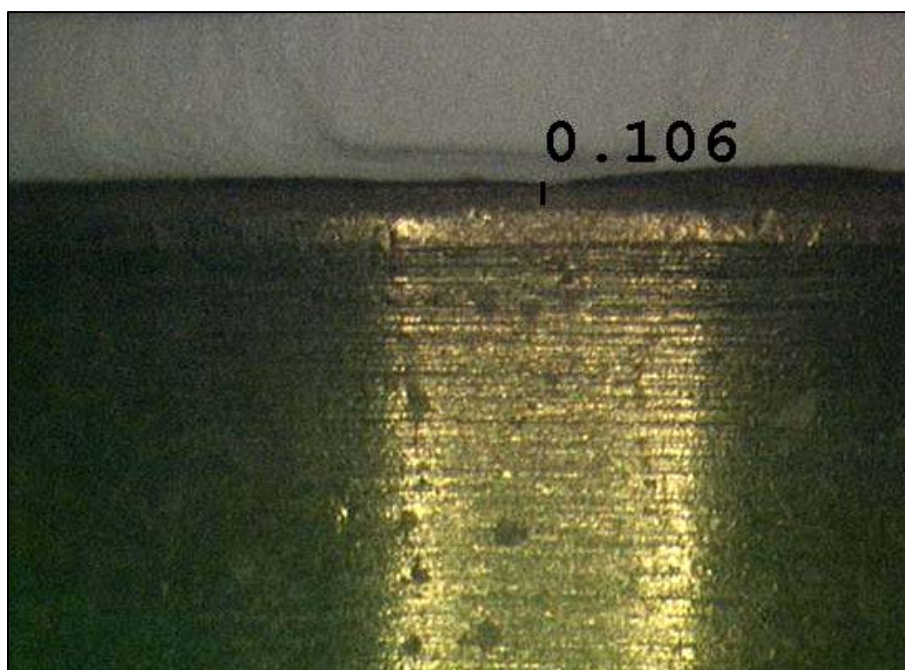
**Fig. 108.** Imagen correspondiente a la medida de desajuste marginal vertical, punto 2: Lingual, correspondiente a la probeta 10 *Vitablock® Mark II* (Vita®).



**Fig. 109.** Imagen correspondiente a la medida de desajuste marginal vertical, punto 4: distal, correspondiente a la probeta 26 *ProCad®* (Ivoclar-Vivadent®).



**Fig. 110.** Imagen correspondiente a la medida de desajuste marginal vertical, punto 3: mesial, correspondiente a la probeta 11 *ProCad*<sup>®</sup> (Ivoclar-Vivadent<sup>®</sup>).



**Fig. 111.** Imagen correspondiente a la medida de desajuste marginal vertical, punto 3: mesial, correspondiente a la probeta 16 *In-Ceram*<sup>®</sup> Zirconia (Vita<sup>®</sup>).

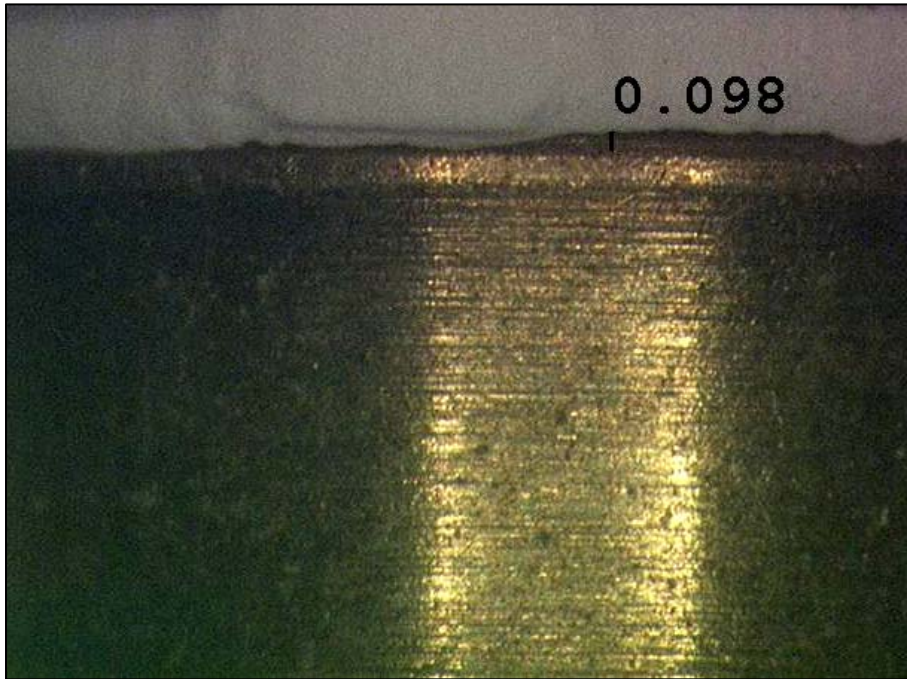


Fig. 112. Imagen correspondiente a la medida de desajuste marginal vertical, punto 2: Lingual, correspondiente a la probeta 23 *In-Ceram*<sup>®</sup> Zirconia (Vita<sup>®</sup>).

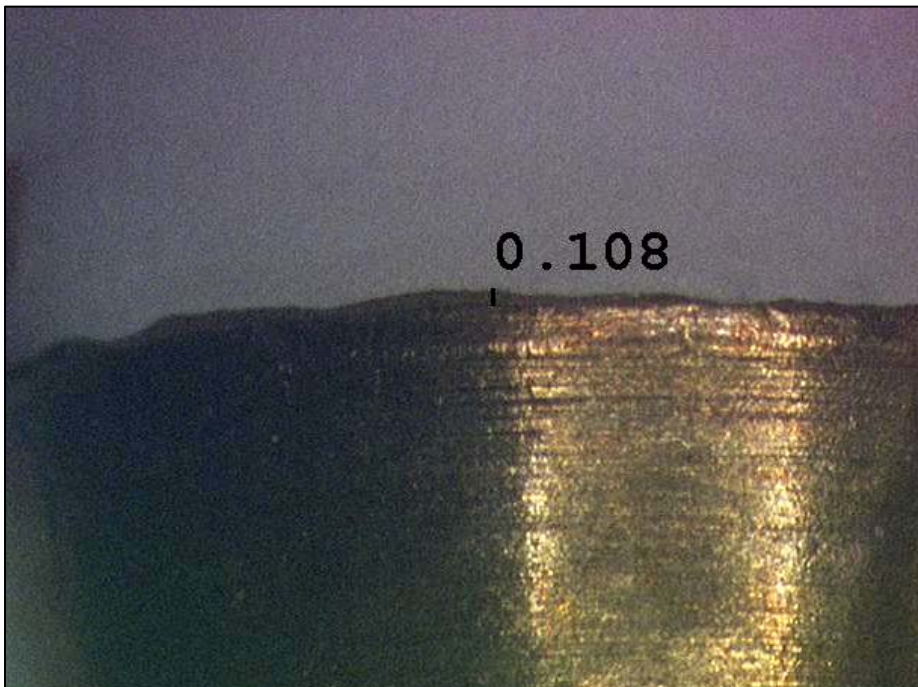


Fig. 113. Imagen correspondiente a la medida de desajuste marginal vertical, punto 4: distal, correspondiente a la probeta 6 *IPS Empress*<sup>®</sup> 2 (Ivoclar-Vivadent<sup>®</sup>).

#### 3.3.9.4. Tratamiento de los datos.

Los datos recogidos mediante el microscopio óptico metalográfico de reflectancia fueron archivados en una hoja de cálculo *Microsoft® Excel 2000*, que contenía las mediciones de las ciento veinte probetas divididas en cuatro grupos (***ProCad®***, ***In-Ceram® Zirconia***, ***IPS Empres® 2***, y ***Vitablocks® Mark II***) (véase anexo 8.1.). De manera que el archivo contenía los 600 valores obtenidos tras las mediciones pertinentes.

El análisis estadístico fue realizado en el *Departamento Biométrico* situado en Barcelona, (*Recerca Clínica S.L.*).

Las tablas, listados, análisis y gráficos serán producidos mediante el paquete estadístico *SAS v.9.1 o superior*. Todos los resultados serán presentados en formato *Microsoft Word 97* sin ningún tipo de modificación manual, es decir, las tablas se presentarán tal y como las produce el software estadístico.

Toda inferencia estadística será realizada con un alfa del 5%.

## **4. RESULTADOS**

## 4. RESULTADOS

### 4.1. Diseño del estudio.

Una vez concluido el análisis microscópico de las muestras realizadas se obtuvieron un total de 600 medidas de discrepancia marginal absoluta, obtenidas de la medición de 5 puntos (vestibular, lingual, mesial, distal y mesio-vestibular) del total de las 120 probetas confeccionadas para nuestro estudio, que a su vez se dividieron en 4 grupos de 30 probetas cada uno según el material cerámico empleado para su realización (*Vitablock<sup>®</sup> Mark II*, *ProCad<sup>®</sup>*, *In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia*, *IPS Empress<sup>®</sup> 2*); del mismo modo y paralelamente a éste, se llevó a cabo una división en 3 grupos según el método de confección de dichas restauraciones, uno de ellos compuesto por 60 muestras (*Cerec<sup>®</sup> 3D = Vitablock<sup>®</sup> Mark II + ProCad<sup>®</sup>*), un segundo grupo compuesto por 30 muestras (*Cerec<sup>®</sup> inLab = In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia*) y un tercer grupo compuesto por 30 muestras (Método de inyección = *IPS Empress<sup>®</sup> 2*).

El total de medidas por *sistema cerámico* empleado se distribuyen de la siguiente manera:

- 5 mediciones en 30 probetas de *Vitablock<sup>®</sup> Mark II* ( $5 \times 30 = 150$  medidas).
- 5 mediciones en 30 probetas de *ProCad<sup>®</sup>* ( $5 \times 30 = 150$  medidas).
- 5 mediciones en 30 probetas de *In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia* ( $5 \times 30 = 150$  medidas).
- 5 mediciones en 30 probetas de *IPS Empress<sup>®</sup> 2* ( $5 \times 30 = 150$  medidas).

Aportando un total de **600 medidas**.

Del mismo modo, dichas medidas se distribuyen de la siguiente forma según el *método de confección* empleado:

- 5 mediciones en cada una de las 60 probetas confeccionadas con el sistema *Cerec<sup>®</sup> 3D* ( $5 \times 60 = 300$  medidas).

- 5 mediciones en cada una de las 30 probetas confeccionadas con el sistema **Cerec<sup>®</sup> inLab** (5 x 30 = 150 medidas).
- 5 mediciones en cada una de las 30 probetas confeccionadas con el sistema de inyección, **IPS Empress<sup>®</sup> 2** (5 x 30 = 150 medidas).

Cabe destacar que la realización de dichas mediciones fue llevada a cabo de una manera directa (el valor de la medición corresponde al valor pretendido) y absoluta (debido a que el instrumento de medición empleado, *microscopio óptico*, permite medir de forma directa la magnitud deseada).

Así mismo, procederemos a describir los diversos *conceptos* a tener en cuenta durante nuestro análisis estadístico.

#### ***4.2. Población del análisis.***

Se definirán las siguientes poblaciones:

1. Población total: compuesta por las 120 coronas del experimento.
2. Población de restauraciones *clínicamente aceptables*: definida por aquellas restauraciones en las que **cada una de las 5 medidas** (*vestibular, lingual, mesial, distal y mesio-vestibular*) de separación entre el plano inferior de la restauración y el plano superior del muñón en el eje vertical a lo largo de su margen cervical, sea igual o inferior a 120  $\mu\text{m}$ . Este concepto será denominado **P<sub>0</sub>**.
3. Población de restauraciones *clínicamente aceptables* 1: de modo complementario, procederemos a la realización del análisis estadístico de los resultados, considerando como restauraciones clínicamente aceptables aquellas cuyas **medias** de las cinco medidas realizadas de desajuste marginal absoluto sean iguales o inferiores a 120  $\mu\text{m}$ , según hemos observado

como parámetro habitual en otros estudios similares a éste publicados en la literatura. Este concepto será denominado en el texto como  $P_1$ .

Cabe destacar que para el análisis de las poblaciones definidas tanto en el punto número 2 como en el número 3, se desecharán aquellas restauraciones que se encuentren fuera de los parámetros de *aceptabilidad clínica* establecidos para cada una de ellas, por lo que el análisis estadístico se llevará a cabo sólo en las coronas que se consideren como aceptables según los límites definidos, a fin de disminuir al máximo posibles errores asumibles a la existencia de distintos operadores.

#### **4.3. Variables del análisis.**

##### **4.3.1. Variable dependiente principal // cuantitativa continua o numérica.**

**Discrepancia marginal absoluta**, definida anteriormente como la distancia de separación entre el plano inferior de la restauración y el plano superior del muñón en el eje vertical a lo largo de su margen cervical, para cada una de las restauraciones.

##### **4.3.2. Variables independientes o explicativas // cualitativas nominales.**

- A. **Sistema cerámico empleado:** Vitablock<sup>®</sup> Mark II, ProCad<sup>®</sup>, In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia, IPS Empress<sup>®</sup> 2.
- B. **Método de confección:** Cerec<sup>®</sup> 3D, Cerec<sup>®</sup> inLab, método de inyección (IPS Empress<sup>®</sup> 2).
- C. **Zona de medición**, variable categórica con 5 niveles: *vestibular, lingual, mesial, distal y mesio-vestibular.*

#### 4.4 Estadística descriptiva.

El análisis descriptivo de la muestra se realizará utilizando la población total y la población de restauraciones *clínicamente aceptables* definidas anteriormente.

Dicho análisis será llevado a cabo según la naturaleza de las variables:

- Tamaño de la muestra, media, desviación típica (DT), mínimo, máximo, mediana y percentiles 25 y 75 para la variable cuantitativa o numérica.

Estos factores son los que definen la variable numérica, pues como toda variable cuantitativa precisa de una medida de centralización (media y mediana, que son valores representativos de la muestra) y otra de dispersión (como la desviación típica y la varianza, que muestran el grado de agrupación-disgregación de la muestra-).<sup>378-80</sup>

- Tamaño de la muestra, frecuencia absoluta y frecuencia relativa de cada nivel para las variables cualitativas.

##### 4.4.1. Resultados del análisis univariado (tablas).

##### 4.4.1.1 Análisis de toda la población por sistema cerámico empleado.

Cerámica	N	Media	DT	Min	Max
ProCad®	30	91.47	13.67	69	110.8
In-Ceram® Zirconia	30	80.29	15.67	51.8	106
IPS Empress® 2	30	85.19	14.50	61	110.2
Vitablock® Mark II	30	93.39	13.45	61.8	126.4

**Tabla 11:** N: número de muestras; Media:  $\mu$ m; DT: Desviación típica; Min: mínimo; Max: máximo

**4.4.1.2. Análisis de toda la población por método de confección empleado.**

<b>Operador</b>	<b>N</b>	<b>Media</b>	<b>DT</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>
Cerec® 3D	60	92.43	13.48	61.8	126.4
Cerec® in-Lab	30	80.29	15.67	51.8	106
Manual	30	85.19	14.50	61	110.2

**Tabla 12:** N: número de muestras; Media:  $\mu\text{m}$ ; DT: Desviación típica; Min: mínimo; Max: máximo

**4.4.1.3. Para  $P_0$**

**A. Por sistema cerámico empleado.**

<b>Cerámica</b>	<b>N</b>	<b>Media</b>	<b>DT</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>
ProCad®	26	88.71	12.52	69	110.2
In-Ceram® Zirconia	28	78.51	14.65	51.8	104.4
IPS Empress® 2	30	85.19	14.50	61	110.2
Vitablock® Mark II	25	89.66	8.88	61.8	105

**Tabla 13:** N: número de muestras; Media:  $\mu\text{m}$ ; DT: Desviación típica; Min: mínimo; Max: máximo

**B. Por método de confección empleado.**

<b>Operador</b>	<b>N</b>	<b>Media</b>	<b>DT</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>
Cerec® 3D	51	89.18	10.79	61.8	110.2
Cerec® in-Lab	28	78.51	14.65	51.8	104.4
Manual	30	85.19	14.50	61	110.2

**Tabla 14:** N: número de muestras; Media:  $\mu\text{m}$ ; DT: Desviación típica; Min: mínimo; Max: máximo

**4.4.1.4. Para  $P_1$**

**A. Por sistema cerámico empleado.**

<b>Cerámica</b>	<b>N</b>	<b>Media</b>	<b>DT</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>
ProCad <sup>®</sup>	30	91.47	13.67	69	110.8
In-Ceram <sup>®</sup> Zirconia	30	80.29	15.67	51.8	106
IPS Empress <sup>®</sup> 2	30	85.19	14.50	61	110.2
Vitablock <sup>®</sup> Mark II	28	91.04	13.42	61.8	119.6

**Tabla 15:** N: número de muestras; Media:  $\mu$ m; DT: Desviación típica; Min: mínimo; Max: máximo

**B. Por método de confección empleado.**

<b>Operador</b>	<b>N</b>	<b>Media</b>	<b>DT</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>
Cerec <sup>®</sup> 3D	58	91.26	13.46	61.8	119.6
Cerec <sup>®</sup> in-Lab	30	80.29	15.67	51.8	106
Manual	30	85.19	14.50	61	110.2

**Tabla 16:** N: número de muestras; Media:  $\mu$ m; DT: Desviación típica; Min: mínimo; Max: máximo

**4.4.1.5. Para  $P_0$**

**A. Análisis por posición de medida y sistema cerámico empleado.**

Variable	N	Desviación			Mínimo	Máximo	Nombre
		Media	estándar	Mediana			
<b>m1</b>	26	83.19231	16.26535	81.00000	56.00000	114.00000	Vestibular
<b>m2</b>	26	88.65385	15.76818	89.00000	65.00000	114.00000	Lingual
<b>m3</b>	26	91.65385	13.36845	93.50000	65.00000	113.00000	Mesial
<b>m4</b>	26	89.46154	16.47114	89.00000	59.00000	118.00000	Distal
<b>m5</b>	26	90.57692	17.44975	94.00000	56.00000	118.00000	Mesio Vestibular

**Tabla 17:** Sistema cerámico *ProCad*<sup>®</sup>.

Variable	N	Desviación			Mínimo	Máximo	Nombre
		Media	estándar	Mediana			
<b>m1</b>	28	73.57143	19.59673	77.00000	40.00000	106.00000	Vestibular
<b>m2</b>	28	78.46429	18.70528	81.00000	40.00000	106.00000	Lingual
<b>m3</b>	28	82.17857	18.90337	89.50000	44.00000	114.00000	Mesial
<b>m4</b>	28	78.75000	20.02891	81.00000	40.00000	106.00000	Distal
<b>m5</b>	28	79.60714	17.11473	81.00000	48.00000	106.00000	Mesio Vestibular

**Tabla 18:** Sistema cerámico *In-Ceram*<sup>®</sup> *Zirconia*.

Variable	N	Desviación			Mínimo	Máximo	Nombre
		Media	estándar	Mediana			
<b>m1</b>	30	82.83333	19.12226	79.00000	49.00000	118.00000	Vestibular
<b>m2</b>	30	89.00000	22.88653	94.00000	49.00000	118.00000	Lingual
<b>m3</b>	30	87.06667	20.20231	89.00000	59.00000	118.00000	Mesial
<b>m4</b>	30	85.46667	20.37025	84.00000	49.00000	118.00000	Distal
<b>m5</b>	30	81.56667	17.40528	79.00000	49.00000	118.00000	Mesio Vestibular

**Tabla 19:** Sistema cerámico *IPS-Empress*<sup>®</sup> **2**.

Variable	N	Media	Desviación			Máximo	Nombre
			estándar	Mediana	Mínimo		
<b>m1</b>	25	85.16000	17.03350	89.00000	48.00000	113.00000	Vestibular
<b>m2</b>	25	90.68000	16.65013	90.00000	48.00000	113.00000	Lingual
<b>m3</b>	25	88.72000	16.85359	89.00000	48.00000	113.00000	Mesial
<b>m4</b>	25	92.92000	12.43959	90.00000	73.00000	113.00000	Distal
<b>m5</b>	25	90.84000	18.54652	97.00000	53.00000	114.00000	Mesio Vestibular

**Tabla 20:** Sistema cerámico *Vitablock® Mark II*.

**B. Análisis por posición de medida y método de confección empleado.**

Variable	N	Media	Desviación			Máximo	Nombre
			estándar	Mediana	Mínimo		
<b>m1</b>	51	84.15686	16.50863	81.00000	48.00000	114.00000	Vestibular
<b>m2</b>	51	89.64706	16.07585	89.00000	48.00000	114.00000	Lingual
<b>m3</b>	51	90.21569	15.09611	89.00000	48.00000	113.00000	Mesial
<b>m4</b>	51	91.15686	14.59366	89.00000	59.00000	118.00000	Distal
<b>m5</b>	51	90.70588	17.81493	97.00000	53.00000	118.00000	Mesio Vestibular

**Tabla 21:** Método de confección *Cerec® 3D*.

Variable	N	Media	Desviación			Máximo	Nombre
			estándar	Mediana	Mínimo		
<b>m1</b>	28	73.57143	19.59673	77.00000	40.00000	106.00000	Vestibular
<b>m2</b>	28	78.46429	18.70528	81.00000	40.00000	106.00000	Lingual
<b>m3</b>	28	82.17857	18.90337	89.50000	44.00000	114.00000	Mesial

Variable	N	Desviación			Mínimo	Máximo	Nombre
		Media	estándar	Mediana			
<b>m4</b>	28	78.75000	20.02891	81.00000	40.00000	106.00000	Distal
<b>m5</b>	28	79.60714	17.11473	81.00000	48.00000	106.00000	Mesio Vestibular

**Tabla 22:** Método de confección Cerec® inLab.

Variable	N	Desviación			Mínimo	Máximo	Nombre
		Media	estándar	Mediana			
<b>m1</b>	30	82.83333	19.12226	79.00000	49.00000	118.00000	Vestibular
<b>m2</b>	30	89.00000	22.88653	94.00000	49.00000	118.00000	Lingual
<b>m3</b>	30	87.06667	20.20231	89.00000	59.00000	118.00000	Mesial
<b>m4</b>	30	85.46667	20.37025	84.00000	49.00000	118.00000	Distal
<b>m5</b>	30	81.56667	17.40528	79.00000	49.00000	118.00000	Mesio Vestibular

**Tabla 23:** Método de confección por inyección IPS Empress® 2.

**4.4.1.6. Para P<sub>1</sub>**

**A. Análisis por posición de medida y sistema cerámico empleado.**

Variable	N	Desviación			Mínimo	Máximo	Nombre
		Media	estándar	Mediana			
<b>m1</b>	30	86.46667	17.50809	89.00000	56.00000	118.00000	Vestibular
<b>m2</b>	30	91.20000	16.86130	89.00000	65.00000	128.00000	Lingual
<b>m3</b>	30	92.86667	13.87812	98.00000	65.00000	118.00000	Mesial
<b>m4</b>	30	91.80000	17.20345	89.00000	59.00000	122.00000	Distal
<b>m5</b>	30	95.03333	19.96287	99.00000	56.00000	128.00000	Mesio Vestibular

**Tabla 24:** Sistema cerámico *ProCad*<sup>®</sup>.

Variable	N	Desviación			Mínimo	Máximo	Nombre
		Media	estándar	Mediana			
<b>m1</b>	30	74.93333	19.63448	81.00000	40.00000	106.00000	Vestibular
<b>m2</b>	30	80.83333	20.28433	81.00000	40.00000	122.00000	Lingual
<b>m3</b>	30	82.93333	18.75419	89.50000	44.00000	114.00000	Mesial
<b>m4</b>	30	81.36667	21.76597	81.00000	40.00000	122.00000	Distal
<b>m5</b>	30	81.36667	17.94337	81.00000	48.00000	114.00000	Mesio Vestibular

**Tabla 25:** Sistema cerámico *In-Ceram*<sup>®</sup> *Zirconia*.

Variable	N	Desviación			Mínimo	Máximo	Nombre
		Media	estándar	Mediana			
<b>m1</b>	30	82.83333	19.12226	79.00000	49.00000	118.00000	Vestibular
<b>m2</b>	30	89.00000	22.88653	94.00000	49.00000	118.00000	Lingual
<b>m3</b>	30	87.06667	20.20231	89.00000	59.00000	118.00000	Mesial
<b>m4</b>	30	85.46667	20.37025	84.00000	49.00000	118.00000	Distal
<b>m5</b>	30	81.56667	17.40528	79.00000	49.00000	118.00000	Mesio Vestibular

**Tabla 26:** Sistema cerámico *IPS Empress*<sup>®</sup> 2.

Variable	N	Desviación				Nombre	
		Media	estándar	Mediana	Mínimo		Máximo
m1	28	87.35714	17.42968	89.50000	48.00000	113.00000	Vestibular
m2	28	92.85714	17.11554	97.00000	48.00000	121.00000	Lingual
m3	28	91.10714	18.06232	89.00000	48.00000	122.00000	Mesial
m4	28	94.85714	14.87158	93.50000	73.00000	130.00000	Distal
m5	28	89.03571	23.63375	97.00000	11.00000	114.00000	Mesio Vestibular

**Tabla 27:** Sistema cerámico *Vitablock® Mark II*.

**B. Análisis por posición de medida y método de confección empleado.**

Variable	N	Desviación				Nombre	
		Media	estándar	Mediana	Mínimo		Máximo
m1	58	86.89655	17.32222	89.00000	48.00000	118.00000	Vestibular
m2	58	92.00000	16.85542	93.50000	48.00000	128.00000	Lingual
m3	58	92.01724	15.91589	89.50000	48.00000	122.00000	Mesial
m4	58	93.27586	16.05341	90.00000	59.00000	130.00000	Distal
m5	58	92.13793	21.82824	97.00000	11.00000	128.00000	Mesio Vestibular

**Tabla 28:** Método de confección *Cerec® 3D*.

Variable	N	Desviación				Nombre	
		Media	estándar	Mediana	Mínimo		Máximo
m1	30	74.93333	19.63448	81.00000	40.00000	106.00000	Vestibular
m2	30	80.83333	20.28433	81.00000	40.00000	122.00000	Lingual
m3	30	82.93333	18.75419	89.50000	44.00000	114.00000	Mesial
m4	30	81.36667	21.76597	81.00000	40.00000	122.00000	Distal
m5	30	81.36667	17.94337	81.00000	48.00000	114.00000	Mesio Vestibular

**Tabla 29:** Método de confección *Cerec® inLab*.

Variable	N	Desviación				Nombre	
		Media	estándar	Mediana	Mínimo		Máximo
<b>m1</b>	30	82.83333	19.12226	79.00000	49.00000	118.00000	Vestibular
<b>m2</b>	30	89.00000	22.88653	94.00000	49.00000	118.00000	Lingual
<b>m3</b>	30	87.06667	20.20231	89.00000	59.00000	118.00000	Mesial
<b>m4</b>	30	85.46667	20.37025	84.00000	49.00000	118.00000	Distal
<b>m5</b>	30	81.56667	17.40528	79.00000	49.00000	118.00000	Mesio Vestibular

**Tabla 30:** Método de confección por inyección **IPS Empress® 2**.

#### 4.4.2 Desarrollo de las tablas de la estadística descriptiva.

##### 4.4.2.1. Análisis de toda la población por sistema cerámico empleado.

Tal y como puede apreciarse en la **Tabla 11**, las medias obtenidas para la discrepancia marginal absoluta por sistema cerámico para el total de restauraciones realizadas se describen a continuación, observando que el sistema **In-Ceram® Zirconia** es el que obtiene la menor de ellas, siendo dicho valor de 80,29  $\mu\text{m}$ , seguida del sistema **IPS Empress® 2** con una media de 85,19  $\mu\text{m}$ , con mejores resultados que el sistema **ProCad®**, con un valor promedio de 91,47  $\mu\text{m}$  y finalmente y muy de cerca, el sistema **Vitablock® Mark II** con una media de 93,39  $\mu\text{m}$ .

Cerámica	N	Media	DT	Min	Max
ProCad®	30	91.47	13.67	69	110.8
In-Ceram® Zirconia	30	80.29	15.67	51.8	106
IPS Empress® 2	30	85.19	14.50	61	110.2
Vitablock® Mark II	30	93.39	13.45	61.8	126.4

**Tabla 11:** N: número de muestras; Media:  $\mu\text{m}$ ; DT: Desviación típica; Min: mínimo; Max: máximo

#### 4.4.2.2. Análisis de toda la población por método de confección empleado.

Del mismo modo que en el apartado anterior, pero en relación al método de confección empleado, la **Tabla 12** muestra las medias obtenidas para la discrepancia marginal absoluta, observándose que el grupo que presenta los valores más altos fue el de las restauraciones confeccionadas con el sistema **CAD/CAM Cerec® 3D** con unos valores promedio de 92,43  $\mu\text{m}$ , seguidos de las restauraciones obtenidas con el método de inyección **IPS Empress® 2** con una media de 85,19  $\mu\text{m}$ ; los mejores resultados fueron obtenidos por las restauraciones confeccionadas con el sistema **CAD/CAM Cerec® inLab**, con unos resultados de discrepancia marginal de 80,29  $\mu\text{m}$  como valor medio.

Operador	N	Media	DT	Min	Max
Cerec® 3D	60	92.43	13.48	61.8	126.4
Cerec® in-Lab	30	80.29	15.67	51.8	106
Manual	30	85.19	14.50	61	110.2

**Tabla 12:** N: número de muestras; Media:  $\mu\text{m}$ ; DT: Desviación típica; Min: mínimo; Max: máximo

#### 4.4.2.3. Para $P_0$

##### A. Por sistema cerámico empleado.

Podemos observar que el porcentaje de coronas *clínicamente aceptables* ( $P_0$ ), teniendo en cuenta como definición aquellas cuyos 5 medidas de discrepancia marginal absoluta sean iguales o inferiores a 120  $\mu\text{m}$ , se distribuye de la siguiente manera, según el sistema cerámico empleado:

Cerámica	NO	SI	Total
ProCad®	4 (13.33%)	26 (86.67%)	30
In-Ceram® Zirconia	2 (6.67%)	28 (93.33%)	30
IPS Empress® 2	0 (0.00%)	30 (100.00%)	30
Vitablock® Mark II	5 (16.67%)	25 (83.33%)	30
Total	11	109	120

**Tabla 31:** Porcentaje de coronas clínicamente aceptables por sistema cerámico.

Una vez eliminadas las restauraciones *clínicamente no aceptables* de nuestro análisis estadístico (**Tabla 13**), observamos que la media obtenida por el sistema *In-Ceram® Zirconia* es la menor en lo que a discrepancia marginal absoluta se refiere, siendo dicho valor de 78,51  $\mu\text{m}$ , seguida del sistema *IPS Empress® 2* con una media de 85,19  $\mu\text{m}$ , con mejores resultados que el sistema *ProCad®*, con un valor promedio de 88,71  $\mu\text{m}$  y finalmente y muy de cerca, el sistema *Vitablock® Mark II* con una media de 89,66  $\mu\text{m}$ .

<b>Cerámica</b>	<b>N</b>	<b>Media</b>	<b>DT</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>
ProCad®	26	88.71	12.52	69	110.2
In-Ceram® Zirconia	28	78.51	14.65	51.8	104.4
IPS Empress® 2	30	85.19	14.50	61	110.2
Vitablock® Mark II	25	89.66	8.88	61.8	105

**Tabla 13:** N: número de muestras; Media:  $\mu\text{m}$ ; DT: Desviación típica; Min: mínimo; Max: máximo

En la **Tabla 32**, observamos la media de la discrepancia marginal absoluta para el total de las restauraciones *clínicamente aceptables* y *no aceptables*, encontrándose ambas por debajo de las 120  $\mu\text{m}$ .

<b>Clínicamente aceptable</b>	<b>N</b>	<b>Media</b>	<b>DT</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>
NO	11	109.84	11.60	85.2	126.4
SI	109	85.34	13.53	51.8	110.2

**Tabla 32:** N: número de muestras; DT: Desviación típica; Min: mínimo; Max: máximo

## **B. Por método de confección empleado.**

La distribución de las restauraciones clínicamente aceptables según el método de confección utilizado se encuentra especificada en la **Tabla 33**.

Operador	NO	SI	Total
Cerec® 3D	9 (15.00%)	51 (85.00%)	60
Cerec® in-Lab	2 (6.67%)	28 (93.33%)	30
Manual	0 (0.00%)	30 (100.00%)	30
Total	11	109	120

**Tabla 33:** Porcentaje de coronas clínicamente aceptables por método de confección.

De las restauraciones consideradas como *clínicamente aceptables* (véase **Tabla 14**), el grupo del sistema **CAD/CAM Cerec® inLab** presentan los mejores resultados promedio con unos valores de 78,51  $\mu\text{m}$ , seguidas de las restauraciones confeccionadas con el método de inyección **IPS-Empress® 2**, con una media de 85,19  $\mu\text{m}$  y, finalmente, el sistema **CAD/CAM Cerec® 3D** con unos valores de 89,18  $\mu\text{m}$  como media.

Operador	N	Media	DT	Min	Max
Cerec® 3D	51	89.18	10.79	61.8	110.2
Cerec® in-Lab	28	78.51	14.65	51.8	104.4
Manual	30	85.19	14.50	61	110.2

**Tabla 14:** N: número de muestras; Media  $\mu\text{m}$ ; DT: Desviación típica; Min: mínimo; Max: máximo

### C. Por posición de medida y sistema cerámico empleado.

- **ProCad®**: los mejores resultados se localizaron en la posición *vestibular* (83,19  $\mu\text{m}$ ), seguidos del punto *lingual* (88,65  $\mu\text{m}$ ), punto *distal* (89,46  $\mu\text{m}$ ), punto *mesio-vestibular* (90, 57  $\mu\text{m}$ ) y punto *mesial* (91,65  $\mu\text{m}$ ).

- **In Ceram® Zirconia**: los mejores resultados se ubicaron en la posición *vestibular* (73,57  $\mu\text{m}$ ), seguidos de la posición *lingual* (78,46  $\mu\text{m}$ ), posición *distal* (78,75  $\mu\text{m}$ ), punto *mesio-vestibular* (79,60  $\mu\text{m}$ ) y punto *mesial* (82,17  $\mu\text{m}$ ).

- **IPS-Empress® 2**: los mejores resultados se ubicaron en la posición *mesio-vestibular* (81,56  $\mu\text{m}$ ), seguidos de la posición *vestibular* (82,83  $\mu\text{m}$ ), posición *distal* (85,46  $\mu\text{m}$ ), punto *mesial* (87,06  $\mu\text{m}$ ) y punto *lingual* (89,00  $\mu\text{m}$ ).

- **Vitablock® Mark II**: los mejores resultados se ubicaron en la posición *vestibular* (85,16  $\mu\text{m}$ ), seguidos de la posición *mesial* (88,72  $\mu\text{m}$ ), posición *lingual* (90,68  $\mu\text{m}$ ), punto *mesio-vestibular* (90,84  $\mu\text{m}$ ) y punto *distal* (92,92  $\mu\text{m}$ ).

Los mejores resultados fueron los obtenidos en el punto *vestibular* de las restauraciones **In-Ceram® Zirconia**, con un valor promedio de 73,57  $\mu\text{m}$ , mientras que los peores se localizaron en la posición *distal* de las restauraciones **Vitablock® Mark II**, con unos resultados de 92,92  $\mu\text{m}$ .

#### **D. Por posición de medida y método de confección empleado.**

- **Cerec® 3D**: los mejores resultados se localizaron en la posición *vestibular* (84,15  $\mu\text{m}$ ), seguidos del punto *lingual* (89,64  $\mu\text{m}$ ), punto *mesial* (90,21  $\mu\text{m}$ ), punto *mesio-vestibular* (90,70  $\mu\text{m}$ ) y punto *distal* (91,15  $\mu\text{m}$ ).

- **Cerec® inLab**: los mejores resultados se ubicaron en la posición *vestibular* (73,57  $\mu\text{m}$ ), seguidos de la posición *lingual* (78,46  $\mu\text{m}$ ), posición *distal* (78, 75  $\mu\text{m}$ ), punto *mesio-vestibular* (79, 60  $\mu\text{m}$ ) y punto *mesial* (82,17  $\mu\text{m}$ ).

- **Sistema de inyección**: los mejores resultados se ubicaron en la posición *mesio-vestibular* (81,56  $\mu\text{m}$ ), seguidos de la posición *vestibular* (82,83  $\mu\text{m}$ ), posición *distal* (85, 46  $\mu\text{m}$ ), punto *mesial* (87, 06  $\mu\text{m}$ ) y punto *lingual* (89,00  $\mu\text{m}$ ).

Los mejores resultados fueron los obtenidos en el punto *vestibular* de las restauraciones confeccionadas con el sistema **Cerec® inLab**, con un valor promedio de 73,57  $\mu\text{m}$ , mientras que los peores se localizaron en la posición *distal* de las restauraciones confeccionadas con el sistema **Cerec® 3D**, con unos resultados de 91,15  $\mu\text{m}$ .

#### 4.4.2.4. Para P<sub>1</sub>

##### A. Por sistema cerámico empleado.

Como puede observarse en la **Tabla 15**, el sistema cerámico cuya media presenta mejores valores de ajuste marginal absoluto es el sistema **In-Ceram® Zirconia**, con una media de 80,29  $\mu\text{m}$ , seguido del sistema **IPS-Empress® 2** con una media de 85,19  $\mu\text{m}$ , sistema **Vitablock® Mark II** con una media de 91,04  $\mu\text{m}$  y finalmente el sistema **ProCad®** con una media de 91,47  $\mu\text{m}$ .

Cerámica	N	Media	DT	Min	Max
ProCad®	30	91.47	13.67	69	110.8
In-Ceram® Zirconia	30	80.29	15.67	51.8	106
IPS Empress® 2	30	85.19	14.50	61	110.2
Vitablock® Mark II	28	91.04	13.42	61.8	119.6

**Tabla 15:** N: número de muestras; Media:  $\mu\text{m}$ ; DT: Desviación típica; Min: mínimo; Max: máximo

Del mismo modo se observó (véase **tabla 36**), que solamente 2 restauraciones confeccionadas con el sistema cerámico **Vitablock® Mark II** se encontraban fuera del concepto de *aceptabilidad clínica* si en éste se tuviera en cuenta el que la media de las 5 medidas se encontrase por debajo de las 120  $\mu\text{m}$ .

Cerámica	NO	SI	Total
ProCad®	0 (0.00%)	30 (100.00%)	30
In-Ceram® Zirconia	0 (0.00%)	30 (100.00%)	30
IPS Empress® 2	0 (0.00%)	30 (100.00%)	30
Vitablock® Mark II	2 (6.67%)	28 (93.33%)	30
Total	2	118	120

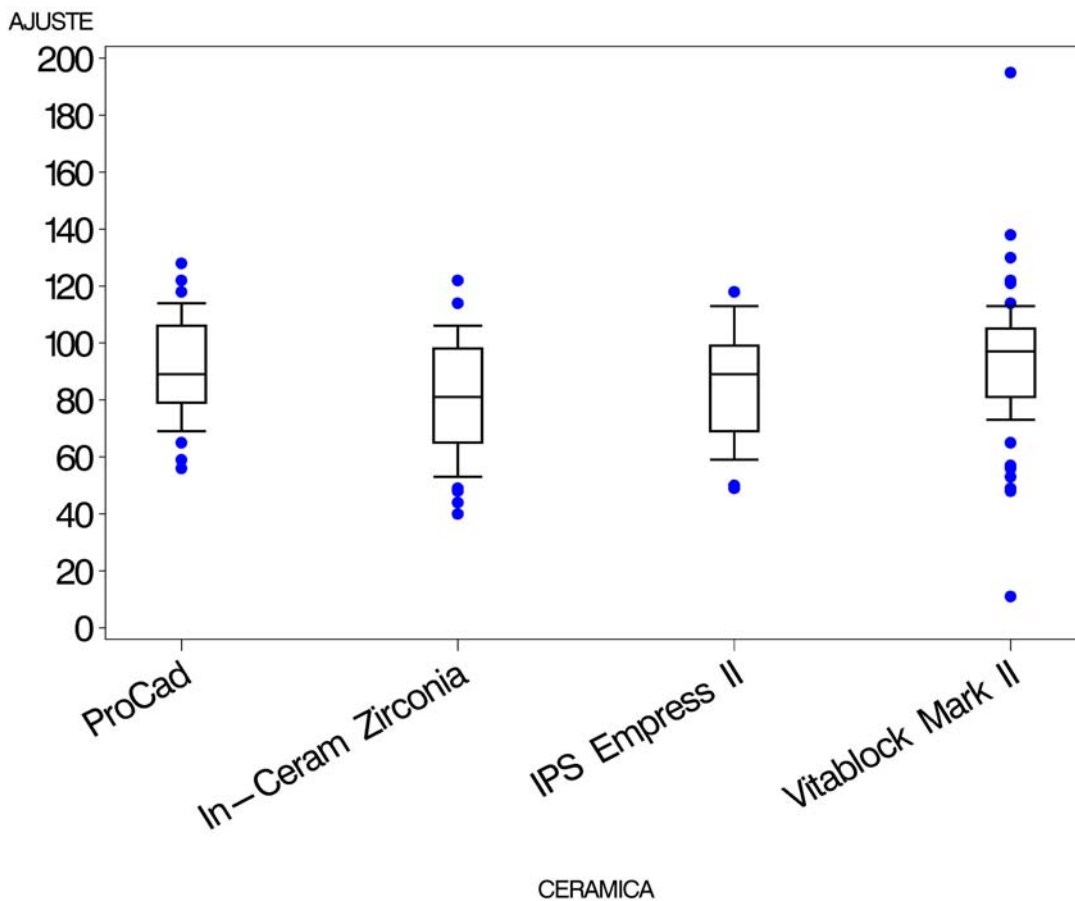
**Tabla 36:** Porcentaje de coronas clínicamente aceptables por sistema cerámico.

El ajuste del total de la población de las restauraciones *clínicamente aceptables* y *no aceptables* se distribuiría tal y como muestra la siguiente tabla (véase **tabla 37**).

Clínicamente					
aceptable (media)	N	Media	DT	Min	Max
NO	2	126.30	0.14	126.2	126.4
SI	118	86.93	14.34	51.8	119.6

**Tabla 37:** N: número de muestras; Media:  $\mu$ m; DT: Desviación típica; Min: mínimo; Max: máximo

Como puede observarse en el siguiente diagrama de cajas, los mejores valores de ajuste marginal se obtuvieron con el sistema cerámico *In-Ceram® Zirconia*.



**Gráfica 1:** Distribución Boxplot (diagrama de cajas) por sistema cerámico empleado para su análisis cuantitativa.

## B. Por método de confección empleado.

La distribución de las restauraciones clínicamente aceptables según el método de confección utilizado se encuentra especificada en la **Tabla 38**.

Operador	NO	SI	Total
Cerec® 3D	2 (6.67%)	58 (93.33%)	60
Cerec® in-Lab	0 (0.00%)	30 (100.00%)	30
Manual	0 (0.00%)	30 (100.00%)	30
Total	2	118	120

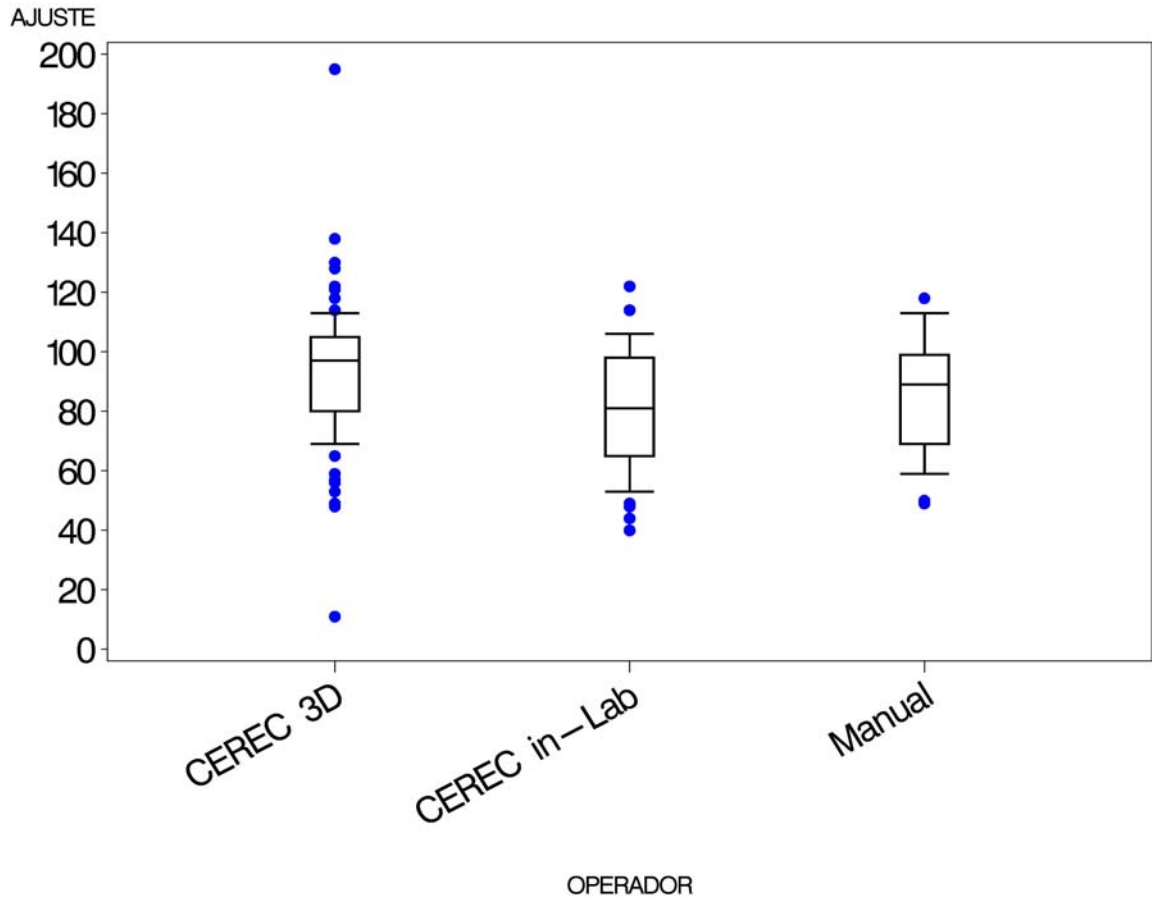
**Tabla 38:** Porcentaje de coronas clínicamente aceptables por método de confección.

De las restauraciones consideradas como *clínicamente aceptables*, el grupo del sistema **CAD/CAM Cerec® inLab** presenta los mejores resultados promedio con unos valores de 80,29  $\mu\text{m}$ , seguidas de las restauraciones confeccionadas con el método de inyección **IPS-Empress® 2**, con una media de 85,19  $\mu\text{m}$  y, finalmente, el sistema **CAD/CAM Cerec® 3D** con unos valores de 91,26  $\mu\text{m}$  como media (**Tabla 16**).

Operador	N	Media	DT	Min	Max
Cerec® 3D	58	91.26	13.46	61.8	119.6
Cerec® in-Lab	30	80.29	15.67	51.8	106
Manual	30	85.19	14.50	61	110.2

**Tabla 16:** N: número de muestras; Media:  $\mu\text{m}$ ; DT: Desviación típica; Min: mínimo; Max: máximo

Como puede observarse en el siguiente diagrama de cajas para el desajuste vertical obtenido (véase gráfica 2), los mejores valores se obtuvieron con el método de confección **CAD/CAM Cerec® inLab**.



Gráfica 2: Distribución Boxplot (diagrama de cajas) por **método de confección** para su análisis cuantitativa.

### C. Por posición de medida y sistema cerámico empleado.

- **ProCad®**: los mejores resultados se localizaron en la posición *vestibular* (86,46  $\mu\text{m}$ ), seguidos del punto *lingual* (91,20  $\mu\text{m}$ ), punto *distal* (91,80  $\mu\text{m}$ ), punto *mesio-vestibular* (92,86  $\mu\text{m}$ ) y punto *mesial* (95,03  $\mu\text{m}$ ).

- **In Ceram® Zirconia**: los mejores resultados se ubicaron en la posición *vestibular* (74,93  $\mu\text{m}$ ), seguidos de la posición *lingual* (80,83  $\mu\text{m}$ ), posición *distal* y *mesio-vestibular* (81,36  $\mu\text{m}$ ) y punto *mesial* (82,93  $\mu\text{m}$ ).

- **IPS-Empress® 2**: los mejores resultados se ubicaron en la posición *mesio-vestibular* (81,56  $\mu\text{m}$ ), seguidos de la posición *vestibular* (82,83  $\mu\text{m}$ ), posición *distal* (85, 46  $\mu\text{m}$ ), punto *mesial* (87, 06  $\mu\text{m}$ ) y punto *lingual* (89,00  $\mu\text{m}$ ).

- **Vitablock® Mark II**: los mejores resultados se ubicaron en la posición *vestibular* (87,35  $\mu\text{m}$ ), seguidos de la posición *mesio-vestibular* (89,03  $\mu\text{m}$ ), posición *mesial* (91,10  $\mu\text{m}$ ), punto *lingual* (92,85  $\mu\text{m}$ ) y punto *distal* (94,85  $\mu\text{m}$ ).

Los mejores resultados fueron los obtenidos en el punto *vestibular* de las restauraciones **In-Ceram® Zirconia**, con un valor promedio de 74,93  $\mu\text{m}$ , mientras que los peores se localizaron en la posición *mesial* de las restauraciones **ProCad®**, con unos resultados de 95,03  $\mu\text{m}$ .

#### **D. Por posición de medida y método de confección empleado.**

- **Cerec® 3D**: los mejores resultados se localizaron en la posición *vestibular* (86,89  $\mu\text{m}$ ), seguidos del punto *lingual* (90,00  $\mu\text{m}$ ), punto *mesial* (92,01  $\mu\text{m}$ ), punto *mesio-vestibular* (92,13  $\mu\text{m}$ ) y punto *distal* (93,27  $\mu\text{m}$ ).

- **Cerec® inLab**: los mejores resultados se ubicaron en la posición *vestibular* (74,93  $\mu\text{m}$ ), seguidos de la posición *lingual* (80,83  $\mu\text{m}$ ), posición *distal* y *mesio-vestibular* (81,36  $\mu\text{m}$ ) y punto *mesial* (82,93  $\mu\text{m}$ ).

- **Sistema de inyección**: los mejores resultados se ubicaron en la posición *mesio-vestibular* (81,56  $\mu\text{m}$ ), seguidos de la posición *vestibular* (82,83  $\mu\text{m}$ ), posición *distal* (85, 46  $\mu\text{m}$ ), punto *mesial* (87, 06  $\mu\text{m}$ ) y punto *lingual* (89,00  $\mu\text{m}$ ).

Los mejores resultados fueron los obtenidos en el punto *vestibular* de las restauraciones confeccionadas con el sistema **Cerec® inLab**, con un valor promedio de 74,93  $\mu\text{m}$ , mientras que los peores se localizaron en la posición *distal* de las restauraciones confeccionadas con el sistema **Cerec® 3D**, con unos resultados de 93,27  $\mu\text{m}$ .

#### **4.5. Estadística inferencial.**

Una vez realizada la estadística descriptiva, se procede al análisis inferencial de los resultados obtenidos en cada uno de los objetos sometidos a valoración; de este modo, especificaremos los métodos estadísticos empleados para cada uno de los objetivos de nuestro estudio.

Así 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, con las correspondientes *pruebas a posteriori de comparaciones múltiples* (Test de Bonferroni), así como el *método de comparación múltiple de Tukey*.

Como en otros estudios que versan sobre la discrepancia marginal<sup>142, 179, 183, 355, 366, 367</sup> y siguiendo la metodología clásica en este tipo de experimentos, se empleará el Análisis de la Varianza, también conocido por su acrónimo de ANOVA (ANalysis Of Variance)<sup>381</sup>, la cual es una prueba paramétrica que se utiliza cuando confrontamos una variable en más de dos muestras o grupos. El ANOVA compara medias con la hipótesis alternativa de que al menos una de las medias de las muestras comparadas es diferente; para lo cual se deberán cumplir tres requisitos indispensables (independencia entre observaciones, criterios de normalidad y homogeneidad de variancias -homocedasticidad-), que sólo pueden comprobarse una vez se ha aplicado dicho análisis.<sup>382-4</sup>

El Test de rango múltiple de Tukey<sup>385</sup>, que posteriormente se simplificó al Test W de Tukey o de la diferencia significativa imparcial de Tukey<sup>386</sup> o Tukey's honestly significant difference (HSD), actualmente también denominado método T (T-method), se emplea para determinar qué poblaciones son las causantes de las diferencias halladas.<sup>379</sup>

Posteriormente, y de forma complementaria, emplearemos el método de Bonferroni, que se utiliza como un método para efectuar pruebas a posteriori (*post-hoc*), al igual que el método de comparaciones múltiples de Tukey. Como ya vimos en el ANOVA, si comparamos más de dos grupos con t-test estamos arrastrando un error de la p. El método de Bonferroni nos permite utilizar

t-tests pero corrigiendo el nivel de significación para evitar arrastrar ese error tipo I o p, para ello divide el valor de la p por el número de pruebas que se van a efectuar. Dicho método también se emplea para determinar qué poblaciones son las causantes de las diferencias halladas.<sup>379</sup>

El gran problema del método de Bonferroni es que es demasiado conservador, es decir, no sólo corrige sino que sobrecorrige, corrige en exceso y por ello nos podemos encontrar con que el ANOVA nos dé un resultado estadísticamente significativo y que el método de Bonferroni no detecte ninguna diferencia.<sup>387</sup>

#### 4.5.1 Para $P_0$

##### 4.5.1.1. Por sistema cerámico empleado.

Partiendo de la hipótesis nula ( $H_0$ ) para nuestro estudio de que “no existen diferencias en la discrepancia marginal absoluta de las restauraciones realizadas con los diferentes sistemas cerámicos empleados”, el test de ANOVA demostró la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre las medias obtenidas de las restauraciones de los 4 grupos (p-valor = 0,009), para un intervalo de confianza del 95 %, por lo que rechazamos dicha hipótesis nula.

Cerámica	N	Media	DT	Min	Max
ProCad <sup>®</sup>	26	88.71	12.52	69	110.2
In-Ceram <sup>®</sup> Zirconia	28	78.51	14.65	51.8	104.4
IPS Empress <sup>®</sup> II	30	85.19	14.50	61	110.2
Vitablock <sup>®</sup> Mark II	25	89.66	8.88	61.8	105

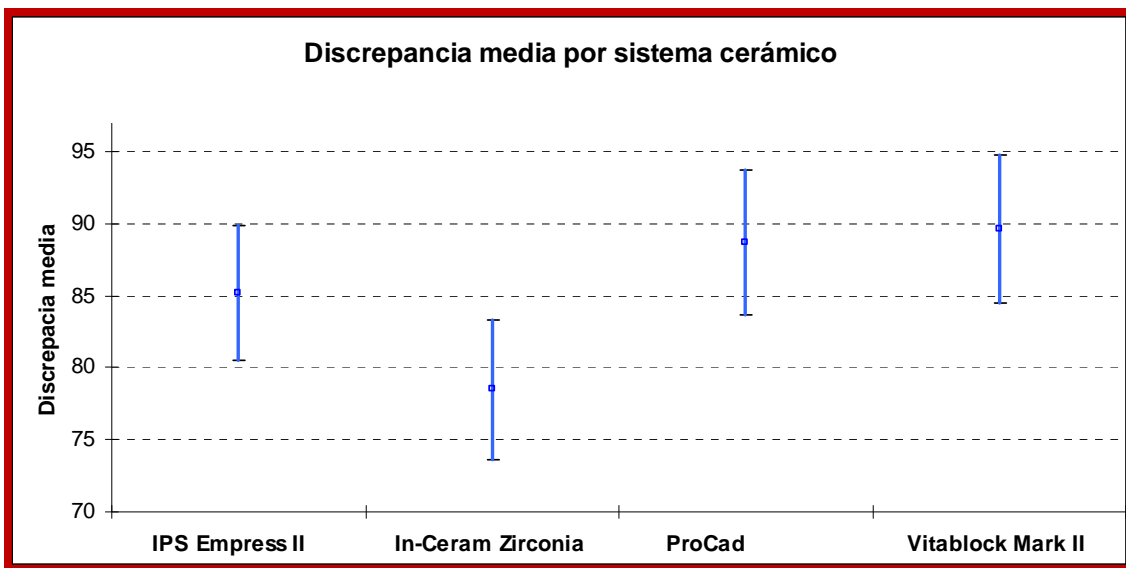
**Tabla 13:** N: número de muestras; Media  $\mu\text{m}$ ; DT: Desviación típica; Min: mínimo; Max: máximo

Este efecto es debido a la presencia de diferencias significativas entre las medias de ajuste marginal del sistema *In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia* y los sistemas *ProCad<sup>®</sup>* (p-valor=0,024) y *Vitablock<sup>®</sup> Mark II* (p-valor=0,012). En la **Tabla 39**, se presentan los p-valores resultantes de dichas

comparaciones empleando el *método de comparación múltiple de Tukey*. Estos mismos resultados son representados de forma gráfica (véase **Gráfica 3**).

	IPS Empress <sup>®</sup> 2	In-Ceram <sup>®</sup> Zirconia	ProCad <sup>®</sup>	Vitablock <sup>®</sup> Mark II
IPS Empress <sup>®</sup> 2	-	0.2117	0.7429	0.5820
In-Ceram <sup>®</sup> Zirconia	-	-	<b>0.0244</b>	<b>0.0123</b>
ProCad <sup>®</sup>	-	-	-	0.9936
Vitablock <sup>®</sup> Mark II	-	-	-	-

**Tabla 39:** Comparaciones múltiples ajustadas por Tukey. (P-valores).



**Gráfica 3:** Discrepancia estimada media en función del sistema cerámico e intervalos de confianza del 95% con el ajuste de Tukey para comparaciones múltiples.

Realizamos dicho Test “*a posteriori*” o *post hoc* ya que el ANOVA nos dio un resultado estadísticamente significativo y nos ha mostrado que existen diferencias entre las muestras o grupos estudiados, pero no conocíamos entre qué grupos existían dichas discrepancias.

Del mismo modo y de manera complementaria, se empleó el *test de comparaciones múltiples de Bonferroni*, observando que existen diferencias significativas entre las medias de ajuste marginal del sistema **In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia** y los sistemas **ProCad<sup>®</sup>** (p-valor=0,028) y **Vitablock<sup>®</sup> Mark II** (p-valor=0,014), como muestra la **Tabla 40**.

	<b>IPS Empress<sup>®</sup> 2</b>	<b>In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia</b>	<b>ProCad<sup>®</sup></b>	<b>Vitablock<sup>®</sup> Mark II</b>
<b>IPS Empress<sup>®</sup> 2</b>	-	0.3193	1.0000	1.0000
<b>In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia</b>	-	-	<b>0.0288</b>	<b>0.0140</b>
<b>ProCad<sup>®</sup></b>	-	-	-	1.0000
<b>Vitablock<sup>®</sup> Mark II</b>	-	-	-	-

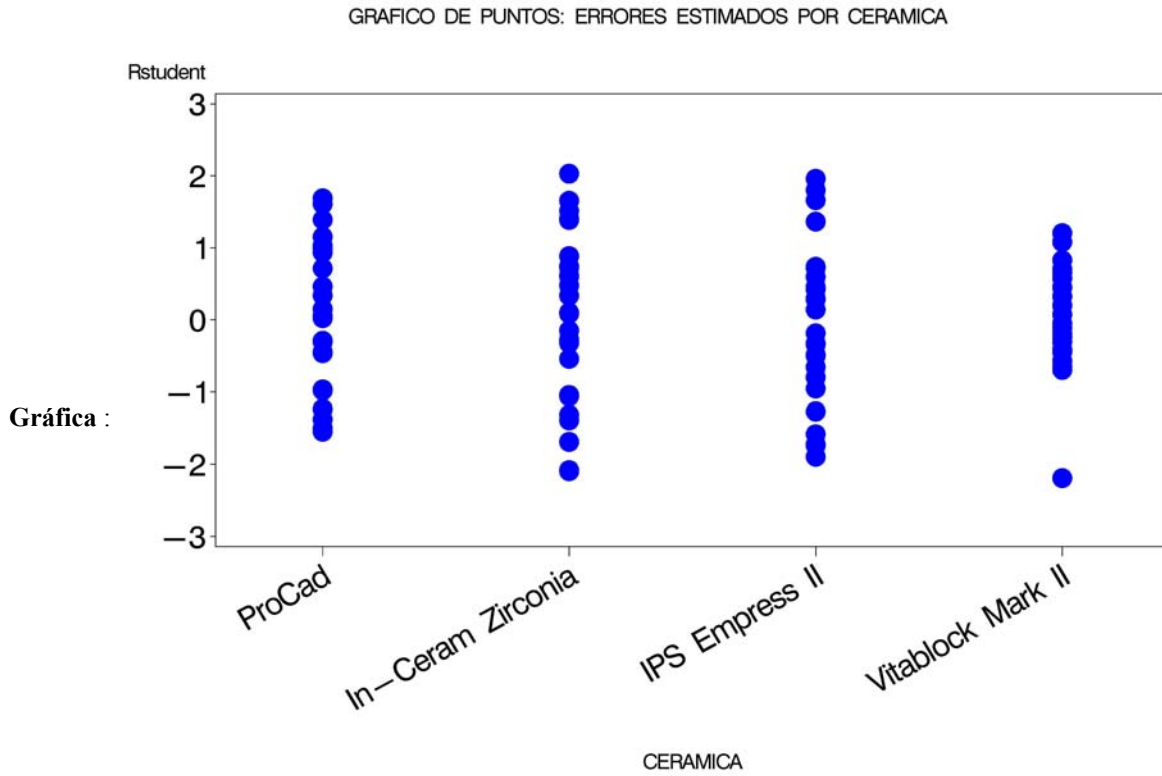
**Tabla 40:** Comparaciones múltiples ajustadas por Bonferroni. (P-valores)

### Adecuación del modelo:

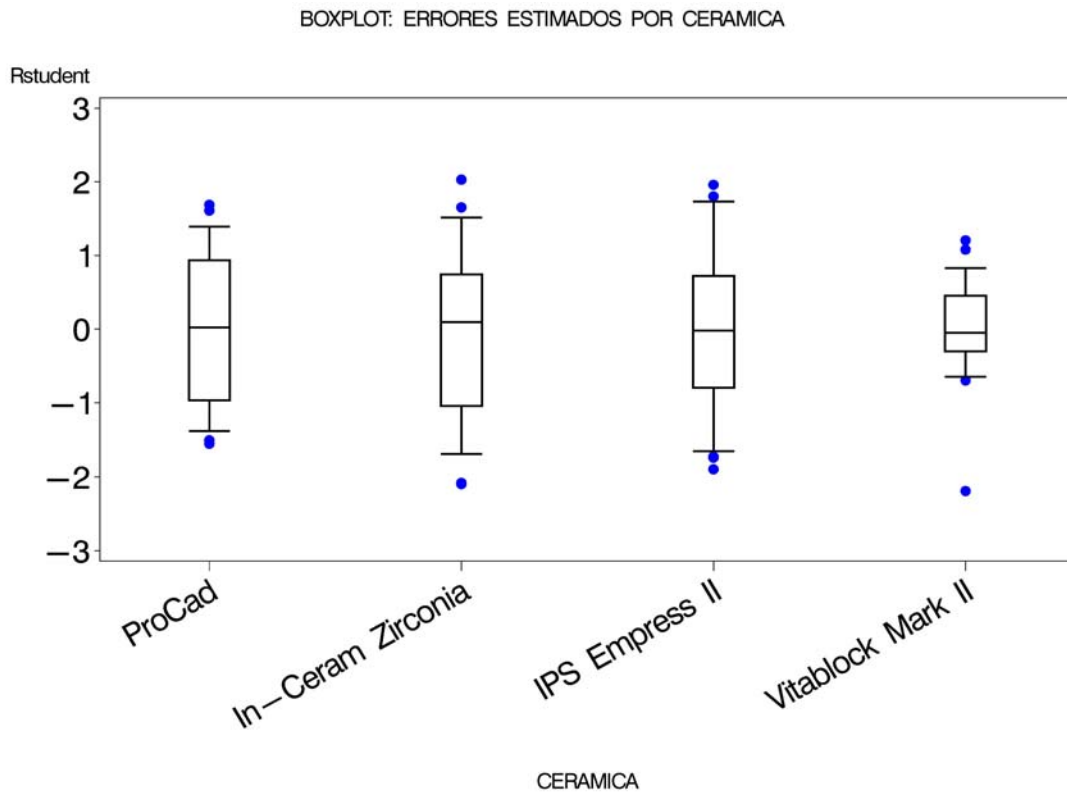
Las hipótesis necesarias para la aplicación de la ANOVA, anteriormente citadas, se cumplen correctamente.

<b>Hipótesis nula</b>	<b>Test</b>	<b>Estadístico</b>	<b>P-valor</b>
Normalidad	Kolmogorov-Smirnov	88.71	> 0.150
Homogeneidad de variancias	Bartlett	7.0369	0.0707

**Tabla 41:** Contraste de las hipótesis del modelo ANOVA.



Gráfica 4: Gráfico de puntos: errores estimados por cerámica.



Gráfica 5: Diagrama de cajas (Boxplot) de errores por sistema cerámico empleado para su análisis cuantitativa.

#### 4.5.1.2. Por método de confección empleado.

Del mismo modo que en el apartado anterior, se planteó la hipótesis nula ( $H_0$ ) “*el método de confección no aportará diferencias significativas en la discrepancia marginal absoluta de las restauraciones realizadas*”.

En la **Tabla 14** se observa que el método de confección **Cerec<sup>®</sup> inLab** fue el que presentó el mejor ajuste con una media de 78.51  $\mu\text{m}$  (DT 14.65), seguido del método manual con 85.19  $\mu\text{m}$  (DT 14.50) y del **Cerec<sup>®</sup> 3D** con 89.18  $\mu\text{m}$  (DT 10.79). El test de ANOVA demostró la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre estas medias (p-valor = 0,003), para un nivel de confianza del 95 %, por lo que rechazaremos la hipótesis nula planteada.

<b>Operador</b>	<b>N</b>	<b>Media</b>	<b>DT</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>
Cerec <sup>®</sup> 3D	51	89.18	10.79	61.8	110.2
Cerec <sup>®</sup> in-Lab	28	78.51	14.65	51.8	104.4
Manual	30	85.19	14.50	61.0	110.2

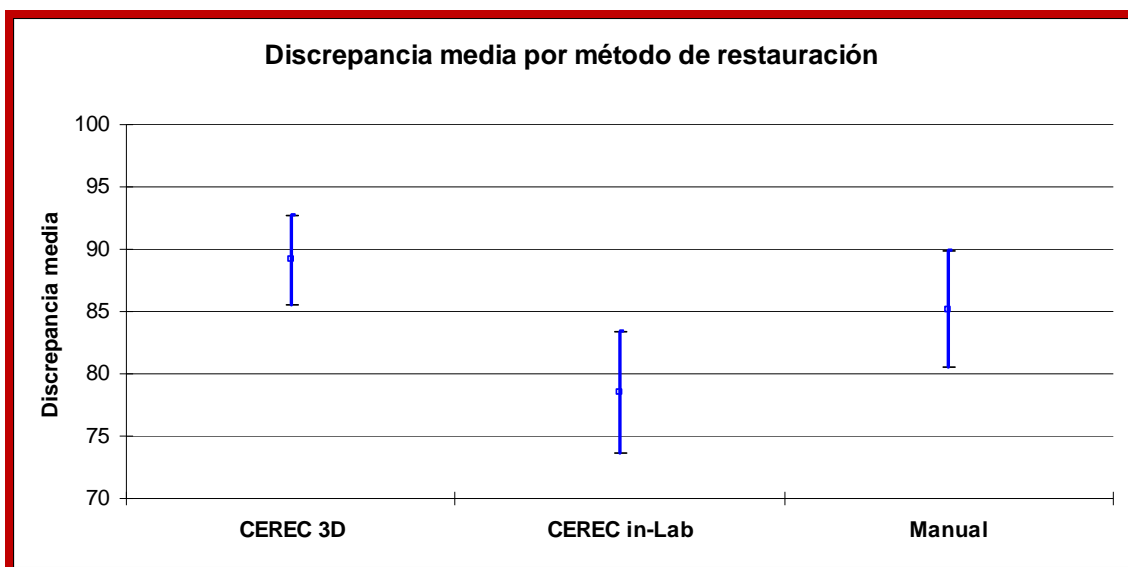
**Tabla 14:** N: número de muestras; Media  $\mu\text{m}$ ; DT: Desviación típica; Min: mínimo; Max: máximo.

*Media del ajuste marginal para las restauraciones clínicamente aceptables por cada método de confección.*

Este efecto es debido a la presencia de diferencias significativas entre las medias de ajuste marginal del método **Cerec<sup>®</sup> 3D** y **Cerec<sup>®</sup> in-Lab** (p-valor = 0,0019). En la **Tabla 42** se presentan los p-valores resultantes de dichas comparaciones empleando el *test de comparación múltiple de Tukey*. Estos mismos resultados son representados de forma gráfica (**Véase gráfica 6**).

	Cerec® 3D	Cerec® in-Lab	Manual
Cerec® 3D	-	<b>0.0019</b>	0.3758
Cerec® in-Lab	-	-	0.1263
Manual	-	-	-

**Tabla 42:** Comparaciones múltiples ajustadas por Tukey. (P-valores)

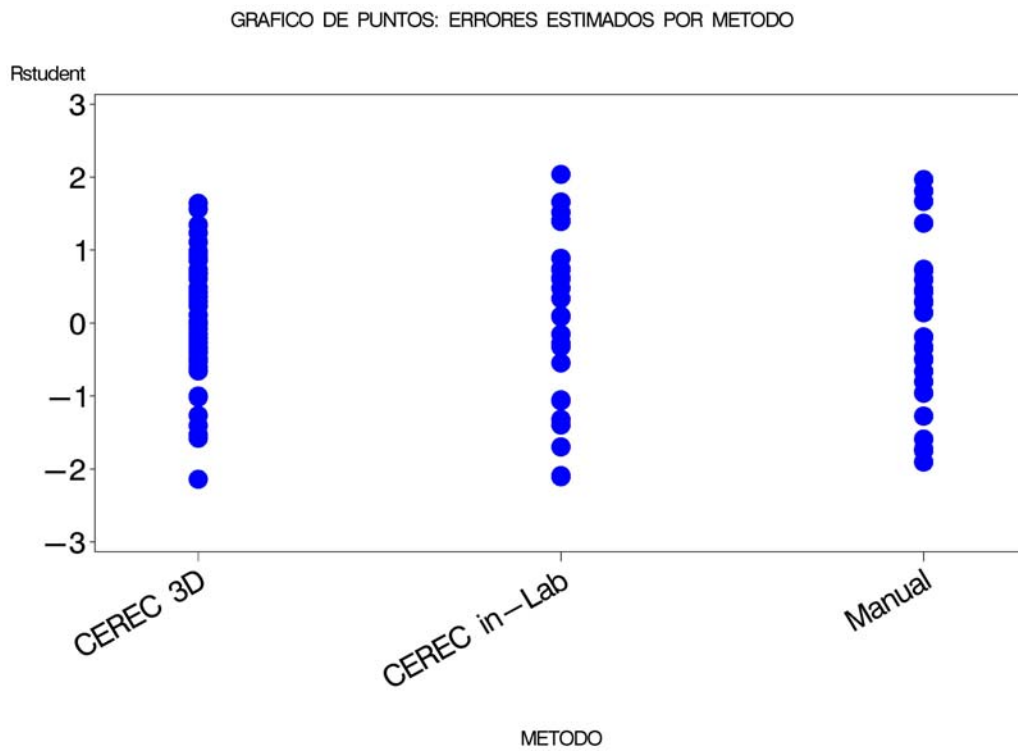


**Gráfica 6:** Discrepancia estimada media en función del método de construcción e intervalos de confianza del 95% con el ajuste de Tukey para comparaciones múltiples.

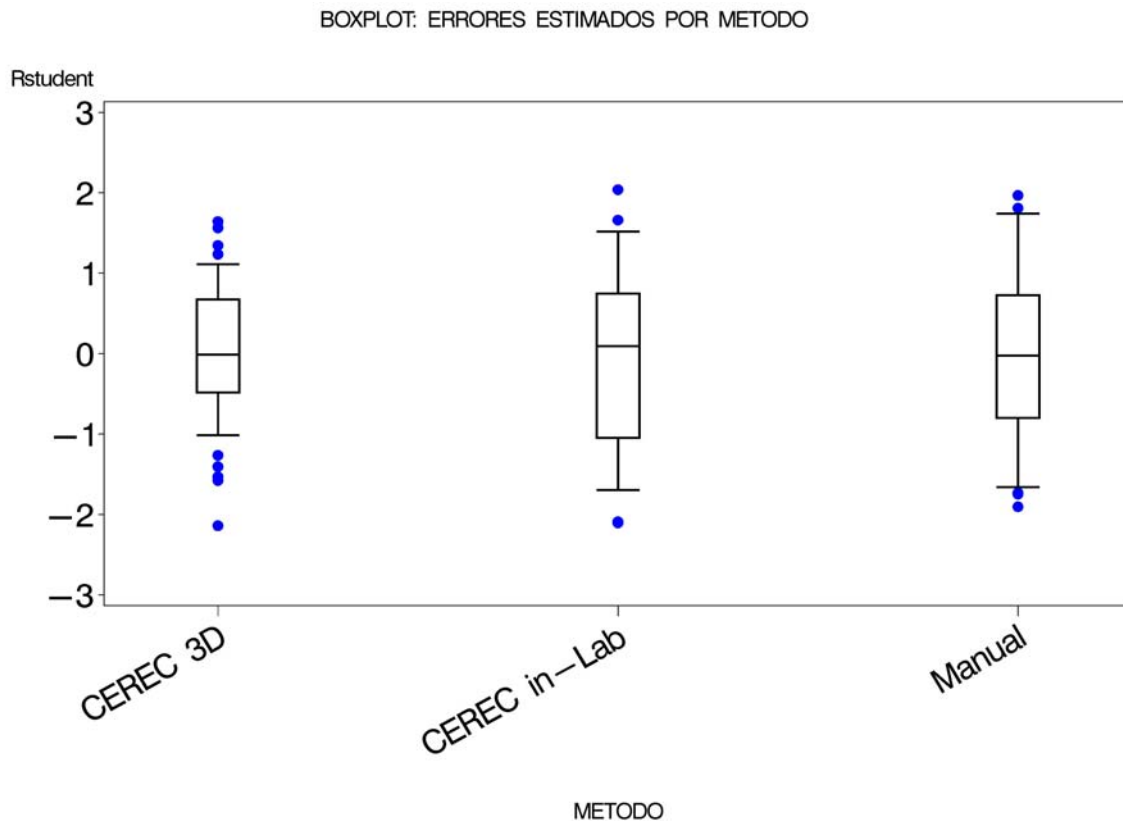
Del mismo modo y de manera complementaria, se realiza el *test de comparaciones múltiples de Bonferroni* para el método de confección, observando diferencias significativas entre las medias de ajuste marginal del método **Cerec® 3D** y **Cerec® in-Lab** (p-valor = 0,0020). (Véase **Tabla 43**).

	Cerec® 3D	Cerec® in-Lab	Manual
Cerec® 3D	-	<b>0.0020</b>	0.5483
Cerec® in-Lab	-	-	0.1565
Manual	-	-	-

**Tabla 43:** Comparaciones múltiples ajustadas por Bonferroni. (P-valores)



**Gráfica 7:** Distribución de errores estimados por método de confección.



Gráfica 8: Diagrama de cajas (Boxplot) de la distribución de errores estimados por método de confección.

#### 4.5.1.3. Porcentaje de restauraciones clínicamente aceptables por sistema cerámico empleado.

Para evaluar el efecto de las variables independientes, **sistema cerámico** y **método de confección utilizado**, sobre el porcentaje de restauraciones *clínicamente aceptables* se empleará el *test exacto de razón de verosimilitudes (likelihood ratio test)*. Se ha decidido emplear este método en lugar del *test Chi-cuadrado de Pearson* debido a la baja frecuencia de restauraciones *clínicamente no aceptables* (presencia de celdas con menos de 5 restauraciones), observables en el listado de datos (véase **Anexo 8.1.**), con el registro de las mediciones.

Cerámica	NO	SI	Total
ProCad <sup>®</sup>	4 (13.33%)	26 (86.67%)	30
In-Ceram <sup>®</sup> Zirconia	2 (6.67%)	28 (93.33%)	30
IPS Empress <sup>®</sup> 2	0 (0.00%)	30 (100.00%)	30
Vitablock <sup>®</sup> Mark II	5 (16.67%)	25 (83.33%)	30
Total	11	109	120

**Tabla 31:** Porcentaje de coronas clínicamente aceptables por sistema cerámico.

Partiendo de la hipótesis nula ( $H_0$ ) de que “no existen diferencias estadísticamente significativas entre el porcentaje de restauraciones clínicamente aceptables en función al sistema cerámico empleado”, desechamos la misma al obtener un valor de  $p = 0,041$  para un intervalo de confianza del 95 %.

Tras la aplicación del test de comparaciones múltiples de Bonferroni determinamos que dichas diferencias estadísticamente significativas se observan entre el porcentaje de las coronas confeccionadas con la cerámica **IPS Empress<sup>®</sup> II** con **Vitablocks<sup>®</sup> Mark II** y **ProCad<sup>®</sup>** (Tabla 45).

Cerámica 1	Cerámica 2	P-valores <sup>1</sup>	
		Ajustado	por Bonferroni
ProCad <sup>®</sup>	In-Ceram <sup>®</sup> Zirconia	1.000	
	IPS Empress <sup>®</sup> 2	<b>0.090</b>	
	Vitablock <sup>®</sup> Mark II	1.000	
In-Ceram <sup>®</sup> Zirconia	IPS Empress <sup>®</sup> 2	0.552	
	Vitablock <sup>®</sup> Mark II	1.000	
IPS Empress <sup>®</sup> 2	Vitablock <sup>®</sup> Mark II	<b>0.036</b>	

**Tabla 45:** Test exacto de razón de verosimilitud.

**4.5.1.4. Porcentaje de restauraciones clínicamente aceptables por método de confección empleado.**

Para este punto, y de forma similar al apartado anterior, someteremos los datos obtenidos al *Test Exacto de Razón de Verosimilitudes*, partiendo de la hipótesis nula ( $H_0$ ) de que “no existen diferencias estadísticamente significativas entre el porcentaje de restauraciones clínicamente aceptables en función al método de confección empleado”, siendo ésta desechada al obtener un valor de  $p = 0,017$  para un intervalo de confianza del 95 %.

Operador	NO	SI	Total
Cerec® 3D	9 (15.00%)	51 (85.00%)	60
Cerec® in-Lab	2 (6.67%)	28 (93.33%)	30
Manual	0 (0.00%)	30 (100.00%)	30
Total	11	109	120

**Tabla 33:** Porcentaje de coronas clínicamente aceptables por método de confección.

Tras la aplicación del test de comparaciones múltiples de Bonferroni determinamos que existen diferencias estadísticamente significativas entre el porcentaje de *aceptabilidad clínica* de las restauraciones confeccionadas con el **sistema de inyección** respecto a las de **Cerec® 3D** (Tabla 46).

Cerámica 1	Cerámica 2	P-valores <sup>1</sup>
		Ajustado por Bonferroni
Cerec® 3D	Cerec® in-Lab	0.702
	Manual	<b>0.015</b>
Cerec® in-Lab	Manual	0.276

**Tabla 46:** Test exacto de razón de verosimilitud.

#### 4.5.1.5. Por posición de medida y sistema cerámico empleado.

Para describir la relación entre las diferentes medidas de **discrepancia marginal absoluta** se empleará el *coeficiente de correlación no paramétrico de Spearman*, para un intervalo de confianza del 95%, observando que existen correlaciones positivas cuando el valor de  $p$  es cercano o inferior a 0,05:

- **ProCad®**: vestibular/lingual (p-valor=0,0004), vestibular/mesial (p-valor=0,0089), vestibular/distal (p-valor<0,0001), lingual/mesial (p-valor=0,039), lingual/distal (p-valor=0,0007), mesial/distal (p-valor=0,022) y posible entre vestibular/mesio-vestibular (p-valor=0,056).

- **In-Ceram® Zirconia**: vestibular/lingual (p-valor<0,0001), vestibular/mesial (p-valor=0,0087), vestibular/distal (p-valor=0,0006), lingual/mesial (p-valor=0,0014), lingual/distal (p-valor=0,0022), lingual/mesio-vestibular (p-valor=0,015), mesial/distal (p-valor=0,0053) y distal/mesio-vestibular (p-valor=0,0052).

- **IPS Empress® 2**: vestibular/lingual (p-valor=0,0009), vestibular/distal (p-valor=0,0012), lingual/mesial (p-valor=0,0022), lingual/distal (p-valor<0,0001) y posibles entre vestibular/mesial (p-valor=0,054) y mesial/distal (p-valor=0,050).

- **Vitablock® Mark II**: no se observan correlaciones significativas entre sus posiciones de medida.

#### 4.5.1.6. Por posición de medida y método de confección empleado.

Para describir la relación entre las diferentes medidas de **discrepancia marginal absoluta** se empleará el *coeficiente de correlación no paramétrico de Spearman*, para un intervalo de confianza del 95%, observando que existen correlaciones positivas cuando el valor de  $p$  es cercano o inferior a 0,05:

- **Cerec® 3D**: vestibular/lingual (p-valor=0,0001), vestibular/mesial (p-valor=0,0046), vestibular/distal (p-valor=0,0002), lingual/mesial (p-valor=0,021), lingual/distal (p-valor=0,0007), mesial/distal (p-valor=0,030) y entre vestibular/mesio-vestibular (p-valor=0,0001).

- **Cerec® inLab**: vestibular/lingual (p-valor<0,0001), vestibular/mesial (p-valor=0,0087), vestibular/distal (p-valor=0,0006), lingual/mesial (p-valor=0,0014), lingual/distal (p-valor=0,0022),

lingual/mesio-vestibular (p-valor=0,015), mesial/distal (p-valor=0,0053) y distal/mesio-vestibular (0,0052).

- **Método de inyección:** vestibular/lingual (p-valor=0,0009), vestibular/distal (p-valor=0,0012), lingual/mesial (p-valor=0,0022), lingual/distal (p-valor<0,0001) y posibles entre vestibular/mesial (p-valor=0,054) y mesial/distal (p-valor=0,050).

#### 4.5.1.7. Modelos lineales con efectos mixtos.

En una segunda etapa se emplearon técnicas más modernas de análisis, particularmente los *modelos lineales con efectos mixtos*.<sup>388, 389</sup>

A diferencia del ANOVA, este método no requiere de la hipótesis de independencia entre todas las observaciones y facilita mecanismos para el estudio de diferentes estructuras de correlación.

De forma general tenemos que la matriz de *variancias y covariancias* entre las 5 medidas del interior de una restauración tiene la forma:

$$\Sigma = \begin{pmatrix} \sigma_1^2 & \sigma_{12} & \sigma_{13} & \sigma_{14} & \sigma_{15} \\ \sigma_{21} & \sigma_2^2 & \sigma_{23} & \sigma_{24} & \sigma_{25} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_3^2 & \sigma_{34} & \sigma_{35} \\ \sigma_{41} & \sigma_{42} & \sigma_{43} & \sigma_4^2 & \sigma_{45} \\ \sigma_{51} & \sigma_{52} & \sigma_{53} & \sigma_{54} & \sigma_5^2 \end{pmatrix}$$

Donde  $\sigma_{ij}$  representa la covariancia entre la medida  $i$  y la medida  $j$  y  $\sigma_i^2$  representa la variancia de la medida  $i$ ,  $i, j= 1, 2, 3, 4$  y  $5$

Con la anterior notación, se tiene que el ANOVA requiere de las siguientes hipótesis sobre la matriz de variancias y covariancias:

- $\sigma_{ij} = 0$ , para todo  $i \neq j$ ,  $i, j= 1, 2, 3, 4$  y  $5$ . (independencia)
- $\sigma_i^2 = \sigma_j^2$ , para todo  $i, j= 1, 2, 3, 4$  y  $5$ . (homogeneidad de variancias)
- $\Sigma$  igual para cada tipo de cerámica (criterios de normalidad)

Se emplearán tres modelos basados en diferentes matrices de variancias y covariancias:

**A. Independencia intra-restauración entre medidas, modelo heterocedástico:**

$$\Sigma_i = \begin{pmatrix} \sigma_i^2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_i^2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_i^2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \sigma_i^2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \sigma_i^2 \end{pmatrix}$$

Donde  $\Sigma_i \neq \Sigma_j$   $i \neq j$ ,  $i, j = 1, 2, 3, 4$  y  $5$ .

**B. No independencia intra-restauración entre medidas, con la misma para cada sistema cerámico:**

$$\Sigma = \begin{pmatrix} \sigma_1^2 & \sigma_{12} & \sigma_{13} & \sigma_{14} & \sigma_{15} \\ \sigma_{21} & \sigma_2^2 & \sigma_{23} & \sigma_{24} & \sigma_{25} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_3^2 & \sigma_{34} & \sigma_{35} \\ \sigma_{41} & \sigma_{42} & \sigma_{43} & \sigma_4^2 & \sigma_{45} \\ \sigma_{51} & \sigma_{52} & \sigma_{53} & \sigma_{54} & \sigma_5^2 \end{pmatrix}$$

Es decir,  $\Sigma_i = \Sigma_j$ , para todo  $i, j = 1, 2, 3, 4$  y  $5$ .

**C. No independencia intra-restauración, con diferentes matrices según la cerámica:**

- $\Sigma_i \neq \Sigma_j$   $i \neq j$ ,  $i, j = 1, 2, 3$ , y  $4$ . Índices que representan las cuatro cerámicas empleadas.

El modelo seleccionado será aquel que presente mejor bondad de ajuste según el *criterio de información de Akaike (AIC)*.

Finalmente, para la comparación del ajuste marginal absoluto entre diferentes poblaciones se empleará el ajuste por *comparaciones múltiples de Tukey*.

**A. por sistema cerámico empleado.**

La **Tabla 47** presenta el resumen de los tres modelos empleados para analizar la distancia marginal absoluta en función del sistema cerámico y de la posición de medida. El efecto de interacción entre estos dos factores fue descartado en los tres modelos al **no** encontrarse un efecto significativo, (véase **Tabla 48**).

Modelo	Factor	GL	Den GL	Est. F	Pr > F	AIC
A	Cerámica	3	105	11.08	<,0001	4697,0
	Medida	4	432	2.32	0,0564	
B	Cerámica	3	105	4.28	0,0069	4576,3
	Medida	4	105	4.32	0,0028	
C	Cerámica	3	105	4.90	0,0032	4610,9
	Medida	4	432	5.19	0,0004	

**Tabla 47:** Contraste de efectos fijos para los modelos A, B y C. **GL:** grados de libertad.

En el *modelo A*, se observa un efecto significativo para el efecto del sistema cerámico (p-valor <0,0001) y un efecto no significativo en el efecto de la posición de medida (p-valor = 0,0564). A diferencia del *modelo A*, los *modelos B* y *C* presentan efectos significativos para los dos factores del modelo, todos ellos con p-valores < 0,01; es decir, la posición de medida y el sistema cerámico empleado tienen efecto en el desajuste marginal absoluto obtenido en las restauraciones.

Modelo	Factor	GL	Den GL	Est. F	Pr > F
A	Cerámica * Posición de medida	12	420	0.38	0.9697
B	Cerámica * Posición de medida	12	105	0.54	0.8811
C	Cerámica * Posición de medida	12	420	0.57	0.8632

**Tabla 48:** Contraste del efecto de la interacción sistema cerámico vs posición de medida en los tres modelos. **GL:** grados de libertad.

El modelo con menor *AIC* fue el *modelo B* ( $AIC = 4576,3$ ), seguido del *modelo C* ( $AIC = 4610,9$ ) y del *modelo A* ( $AIC = 4697,0$ ).

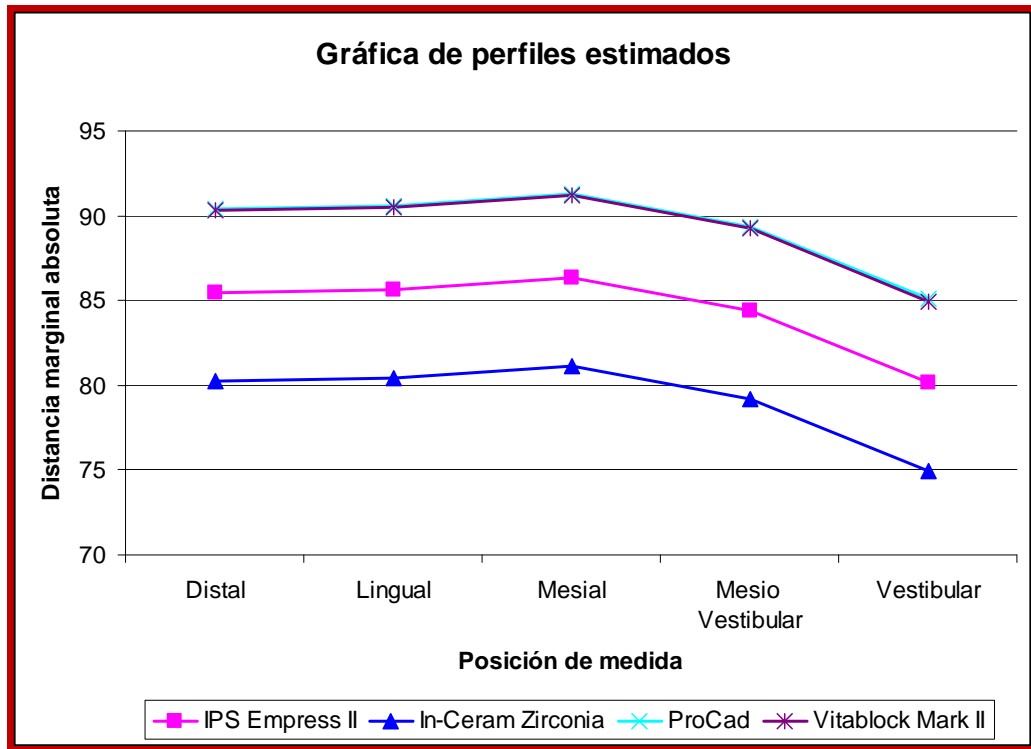
### Especificación del modelo seleccionado

En la **Tabla 49** se muestran las estimaciones para los coeficientes de *modelo B*. La combinación con menor distancia estimada es para el sistema cerámico *In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia* en la *zona Vestibular* (74.91  $\mu\text{m}$ ) y la combinación con mayor distancia estimada es para el sistema *ProCad<sup>®</sup>* en la *zona mesial* (91.28  $\mu\text{m}$ ).

Efecto	Coefficiente	STD Err.	GL	T Value	P-valor
<b>Intercept</b>	84.9561	2.7315	105	31.10	<.0001
<b>Cerámica</b>					
IPS Empress <sup>®</sup> 2	-4.8387	3.2802	105	-1.48	0.1432
In-Ceram <sup>®</sup> Zirconia	-10.0403	3.3330	105	-3.01	0.0032
ProCad <sup>®</sup>	0.1183	3.3930	105	0.03	0.9722
Vitablock <sup>®</sup> Mark II	0				
<b>Posición de medida</b>					
Distal	5.3303	1.6186	105	3.29	0.0014
Lingual	5.5229	1.6279	105	3.39	0.0010
Mesial	6.2110	1.8678	105	3.33	0.0012
Mesio Vestibular	4.2661	2.1558	105	1.98	0.0505
Vestibular	0				

**Tabla 49:** Estimación de los coeficientes del modelo. *GL:* grados de libertad.

En la **gráfica 9** se presentan las estimaciones presentadas en la tabla anterior de forma gráfica.



**Gráfica 9:** Gráfica de perfiles: distancia marginal absoluta en función del sistema cerámico y de la posición de medida.

En la **Tabla 50** se puede observar como todas las correlaciones son significativas salvo entre *vestibular* y *mesio-vestibular* y *mesial* y *mesio-vestibular*.

Nivel	Est.	Vestibular	Lingual	Mesial	Distal	Mesio_Vestibular
Vestibular	Coef.	320.29				
	P-valor	<.001				
Lingual	Coef.	190.25	349.07			
	P-valor	<.001	<.001			
Mesial	Coef.	121.23	147.24	302.44		
	P-valor	<.001	<.001	<.001		

Nivel	Est.	Vestibular	Lingual	Mesial	Distal	Mesio_Vestibular
Distal	Coef.	171.56	190.04	119.74	308.41	
	P-valor	<.001	<.001	<.001	<.001	
Mesio Vestibular	Coef.	57.79	77.84	36.64	132.56	301.88
	P-valor	0.057	0.015	0.210	<.001	<.001

**Tabla 50:** Matriz de correlaciones entre las posiciones de medida estimada y p-valores para el contraste de independencia.

En la **Tabla 51** se presentan las diferencias estimadas de la distancia marginal absoluta para las diferentes combinaciones, ajustadas por el *método de comparaciones múltiples de Tukey*. Se observa como existen diferencias estadísticamente significativas entre el ajuste de las restauraciones realizadas con *In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia* y *ProCad<sup>®</sup>* (p-valor = 0,014) y el sistema *In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia* y *Vitablock<sup>®</sup> Mark II* (p-valor = 0,017).

También se encontraron diferencias según la posición de medida, en donde el ajuste estimado en la zona *vestibular*, fue significativamente inferior que en las zonas *distal*, *lingual* y *mesial*.

Efecto	Valor 1	Valor 2	Coef.	P-valor ajustado	IC ajustado	inf. IC ajustado	sup. IC ajustado
<b>Cerámica</b>	IPS Empress <sup>®</sup> 2	In-Ceram <sup>®</sup> Zirconia	5.20	0.364	-3.11		13.51
		ProCad <sup>®</sup>	-4.96	0.425	-13.43		3.52
		Vitablock <sup>®</sup> Mark II	-4.84	0.456	-13.40		3.72
	In-Ceram <sup>®</sup> Zirconia	ProCad <sup>®</sup>	-10.16	<b>0.014</b>	-18.77		-1.55
		Vitablock <sup>®</sup> Mark II	-10.04	<b>0.017</b>	-18.74		-1.34
	ProCad <sup>®</sup>	Vitablock <sup>®</sup> Mark II	0.12	1.000	-8.74		8.98
<b>Posición</b>	Distal	Lingual	-0.19	1.000	-4.62		4.24
		Mesial	-0.88	0.989	-6.00		4.24
		Mesio Vestibular	1.06	0.975	-3.88		6.00

Efecto	Valor 1	Valor 2	Coef.	P-valor ajustado	IC ajustado inf.	IC ajustado sup.
		Vestibular	5.33	<b>0.012</b>	0.84	9.82
	Lingual	Mesial	-0.69	0.996	-5.71	4.34
		Mesio Vestibular	1.26	0.976	-4.66	7.17
		Vestibular	5.52	<b>0.008</b>	1.00	10.04
	Mesial	Mesio Vestibular	1.94	0.903	-4.18	8.07
		Vestibular	6.21	<b>0.010</b>	1.03	11.40
	Mesio Vestibular	Vestibular	4.27	0.284	-1.72	10.25

**Tabla 51:** Comparaciones múltiples entre el ajuste marginal absoluto para los diferentes sistemas cerámicos y posiciones de medida ajustadas por el método de Tukey. (Estimaciones de las diferencias Valor 1 – Valor 2)

### B. Por método de confección empleado.

La **Tabla 52** presenta el resumen de los tres modelos empleados para analizar la distancia marginal absoluta en función del sistema cerámico y de la posición de medida. El efecto de interacción entre estos dos factores fue descartado en los tres modelos al **no** encontrarse un efecto significativo (véase **Tabla 53**).

Modelo	Factor	GL	Den GL	Est. F	Pr > F	AIC
A	Cerámica	2	106	16.55	<.0001	4693.4
	Medida	4	432	2.30	0.0579	
B	Cerámica	2	106	6.41	0.0023	4574.3
	Medida	4	106	4.32	0.0028	
C	Cerámica	2	106	6.05	0.0032	4608.2
	Medida	4	432	4.43	0.0016	

**Tabla 52:** Contraste de efectos fijos para los modelos A, B y C. *GL:* grados de libertad.

En el *modelo A*, se observa un efecto significativo para el efecto del sistema cerámico (p-valor <0,0001) y un efecto no significativo en el efecto de la posición de medida (p-valor = 0,0579). A diferencia del *modelo A*, los *modelos B* y *C* presentan efectos significativos para los dos factores del modelo, todos ellos con p-valores < 0,01; es decir, la posición de medida y el método de confección empleado tienen efecto en el desajuste marginal absoluto obtenido en las restauraciones.

Modelo	Factor	GL	Den GL	Est. F	Pr > F
A	Cerámica * Posición de medida	8	424	0.42	0.9076
B	Cerámica * Posición de medida	8	106	0.61	0.7699
C	Cerámica * Posición de medida	8	424	0.60	0.7786

**Tabla 53:** Contraste del efecto de la interacción sistema cerámico vs posición de medida en los tres modelos. *GL:* grados de libertad.

El modelo con menor *AIC* fue el *modelo B* (*AIC* = 4574,3), seguido del *modelo C* (*AIC* = 4608,2) y del *modelo A* (*AIC* = 4693,4).

### Especificación del modelo seleccionado.

En la **Tabla 54** se muestran las estimaciones para los coeficientes de *modelo B*. La combinación con menor distancia estimada es para el sistema cerámico **Cerec® inLab** en la *zona mesio-vestibular* (79.18  $\mu\text{m}$ ) y la combinación con mayor distancia estimada es para el sistema **Cerec® 3D** en la *zona mesial* (91.22  $\mu\text{m}$ ).

Efecto	Secuencia	Operador	coeficiente	STD Err.	GL	t Value	P-valor
<b>Intercept</b>			80.1178	2.5462	106	31.47	<.0001
<b>operador</b>		Cerec® 3D	4.8988	2.7872	106	1.76	0.0817
<b>operador</b>		Cerec® in-Lab	-5.2030	3.1831	106	-1.63	0.1051
<b>operador</b>		Manual	0				
<b>medida</b>	Distal		5.3303	1.6186	106	3.29	0.0013
<b>medida</b>	Lingual		5.5229	1.6279	106	3.39	0.0010
<b>medida</b>	Mesial		6.2110	1.8678	106	3.33	0.0012
<b>medida</b>	Mesio Vestibular		4.2661	2.1559	106	1.98	0.0504
<b>medida</b>	Vestibular		0				

**Tabla 54:** Estimación de los coeficientes del modelo. *GL: grados de libertad.*

En la **Tabla 55** se puede observar como todas las correlaciones son significativas salvo entre *vestibular y mesio-vestibular y mesial y mesio-vestibular*.

Nivel	Est.	Vestibular	Lingual	Mesial	Distal	Mesio_Vestibular
Vestibular	Coef.	320.25				
	P-valor	<.001				
Lingual	Coef.	190.20	349.03			
	P-valor	<.001	<.001			
Mesial	Coef.	121.25	147.26	302.53		

Nivel	Est.	Vestibular	Lingual	Mesial	Distal	Mesio_Vestibular
Distal	P-valor	<.001	<.001	<.001		
	Coef.	171.50	189.97	119.74	308.33	
Mesio Vestibular	P-valor	<.001	<.001	<.001	<.001	
	Coef.	57.77	77.82	36.69	132.51	301.89
	P-valor	0.057	0.015	0.209	<.001	<.001

**Tabla 55:** Matriz de correlaciones entre las posiciones de medida estimada y p-valores para el contraste de independencia.

En la **Tabla 56** se presentan las diferencias estimadas de la distancia marginal absoluta para las diferentes combinaciones, ajustadas por el *método de comparaciones múltiples de Tukey*. Se observa como existen diferencias estadísticamente significativas entre el ajuste de las restauraciones realizadas con **Cerec<sup>®</sup> inLab** y **Cerec<sup>®</sup> 3D** (p-valor = 0,002).

También se encontraron diferencias según la posición de medida, en donde el ajuste estimado en la zona *vestibular*, fue significativamente inferior que en las zonas *distal*, *lingual* y *mesial*.

Efecto	Valor 1	Valor 2	Coef.	Pvalor ajustado	IC ajustado	Inf. IC ajustado	Sup.
Operador	Cerec <sup>®</sup> 3D	Cerec <sup>®</sup> in-Lab	10.10	<b>0.002</b>	3.33	16.87	
	Cerec <sup>®</sup> 3D	Manual	4.90	0.189	-1.73	11.52	
	Cerec <sup>®</sup> in-Lab	Manual	-5.20	0.236	-12.77	2.36	
Posición	Distal	Lingual	-0.19	1.000	-4.62	4.23	
	Distal	Mesial	-0.88	0.989	-6.00	4.24	
	Distal	Mesio Vestib	1.06	0.975	-3.87	6.00	
	Distal	Vestibular	5.33	<b>0.012</b>	0.84	9.82	
	Lingual	Mesial	-0.69	0.996	-5.71	4.33	
	Lingual	Mesio Vestib	1.26	0.976	-4.66	7.17	

<b>Efecto</b>	<b>Valor 1</b>	<b>Valor 2</b>	<b>Coef.</b>	<b>Pvalor ajustado</b>	<b>IC ajustado</b>	<b>Inf. IC ajustado</b>	<b>Sup. IC ajustado</b>
	Lingual	Vestibular	5.52	<b>0.008</b>	1.00		10.04
	Mesial	Mesio Vestib	1.94	0.903	-4.18		8.07
	Mesial	Vestibular	6.21	<b>0.010</b>	1.03		11.39
	Mesio Vestib	Vestibular	4.27	0.283	-1.72		10.25

**Tabla 56:** Comparaciones múltiples entre el ajuste marginal absoluto para los diferentes sistemas cerámicos y posiciones de medida ajustadas por el método de Tukey. (Estimaciones de las diferencias Valor 1 – Valor 2)

#### 4.5.2. Para $P_1$

##### 4.5.2.1. Por sistema cerámico empleado.

Del mismo modo que para  $P_0$ , se procede al análisis estadístico mediante el *Test de ANOVA* de las restauraciones *clínicamente aceptables*, aquellas cuya *media* de discrepancia marginal absoluta es inferior a 120  $\mu\text{m}$ , comprobándose tras la realización del mismo, el cumplimiento de las condiciones para su aplicación.

Partiendo de la hipótesis nula ( $H_0$ ) para nuestro estudio de que “*no existen diferencias en la discrepancia marginal absoluta de las restauraciones realizadas con los diferentes sistemas cerámicos empleados*”, el test de ANOVA demostró la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre las medias obtenidas de las restauraciones de los 4 grupos (p-valor = 0,0056), para un intervalo de confianza del 95 %, por lo que rechazamos dicha hipótesis nula.

Este efecto es debido a la presencia de diferencias significativas entre las medias de ajuste marginal del sistema *In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia* y los sistemas *ProCad<sup>®</sup>* (p-valor = 0,0111) y *Vitablock<sup>®</sup> Mark II* (p-valor = 0,0184). En la **Tabla 57** se presentan los p-valores resultantes de dichas comparaciones empleando el método de *comparación múltiple de Tukey*. Estos mismos resultados son representados de forma gráfica en la **Gráfica 10**.

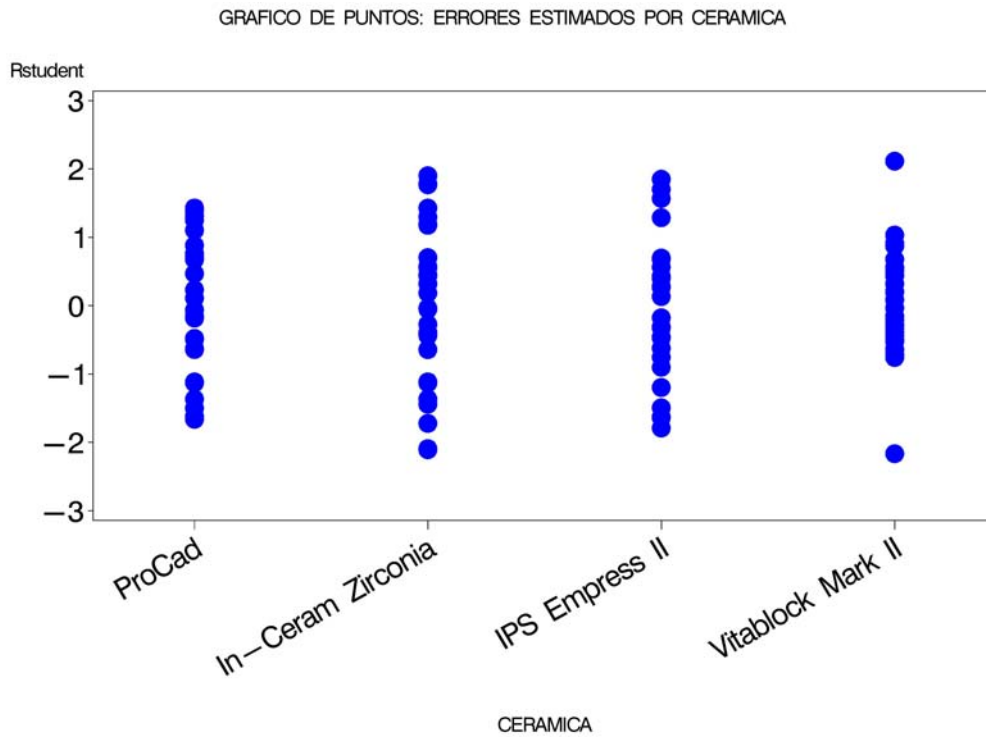
	IPS Empress <sup>®</sup> 2	In-Ceram <sup>®</sup> Zirconia	ProCad <sup>®</sup>	Vitablock <sup>®</sup> Mark II
IPS Empress <sup>®</sup> 2	-	0.2117	0.7429	0.5820
In-Ceram <sup>®</sup> Zirconia	-	-	<b>0.011</b>	<b>0.0184</b>
ProCad <sup>®</sup>	-	-	-	0.9936
Vitablock <sup>®</sup> Mark II	-	-	-	-

**Tabla 57:** Comparaciones múltiples ajustadas por Tukey. (P-valores)

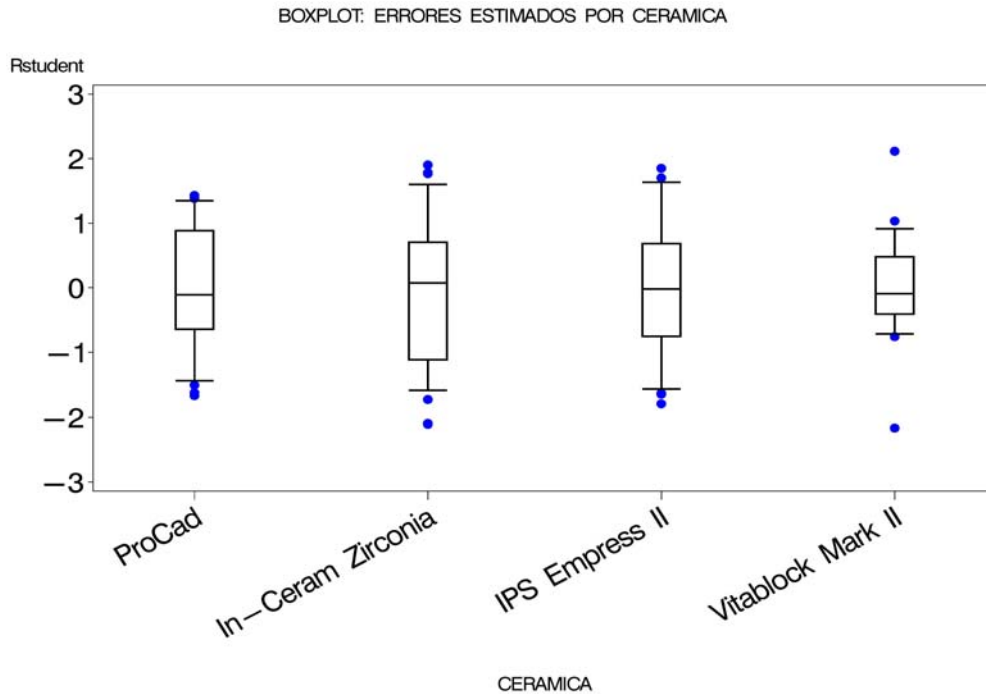
Del mismo modo y de manera complementaria, se empleó el *test de comparaciones múltiples de Bonferroni*, observando que existen diferencias significativas entre las medias de ajuste marginal del sistema *In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia* y los sistemas *ProCad<sup>®</sup>* (p-valor = 0,0125) y *Vitablock<sup>®</sup> Mark II* (p-valor = 0,0214). (Véase **Tabla 58**).

	IPS Empress <sup>®</sup> 2	In-Ceram <sup>®</sup> Zirconia	ProCad <sup>®</sup>	Vitablock <sup>®</sup> Mark II
IPS Empress <sup>®</sup> 2	-	0.3193	1.0000	1.0000
In-Ceram <sup>®</sup> Zirconia	-	-	<b>0.0125</b>	<b>0.0214</b>
ProCad <sup>®</sup>	-	-	-	1.0000
Vitablock <sup>®</sup> Mark II	-	-	-	-

**Tabla 58:** Comparaciones múltiples ajustadas por Bonferroni. (P-valores)



Gráfica 10: Distribución de errores estimados por sistema cerámico.



Gráfica11: Diagrama de cajas (Boxplot) por sistema cerámico para análisis cuantitativa.

#### 4.5.2.2. Por método de confección empleado.

Del mismo modo que en el apartado anterior, se planteó la hipótesis nula ( $H_0$ ) “*el método de confección no aportará diferencias significativas en el ajuste marginal de las restauraciones realizadas*”.

El *test de ANOVA* demostró la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los 3 métodos de confección empleados ( $p$ -valor=0,0018), para un nivel de confianza del 95 %, por lo que rechazaremos la hipótesis nula planteada.

Este efecto es debido a la presencia de diferencias significativas entre las medias de ajuste marginal del método **Cerec<sup>®</sup> 3D** y **Cerec<sup>®</sup> In-Lab** ( $p$ -valor=0,0015). En la **Tabla 59** se presentan los  $p$ -valores resultantes de dichas comparaciones empleando el *test de comparación múltiple de Tukey*. Estos mismos resultados son representados de forma gráfica en la **Gráfica 12**.

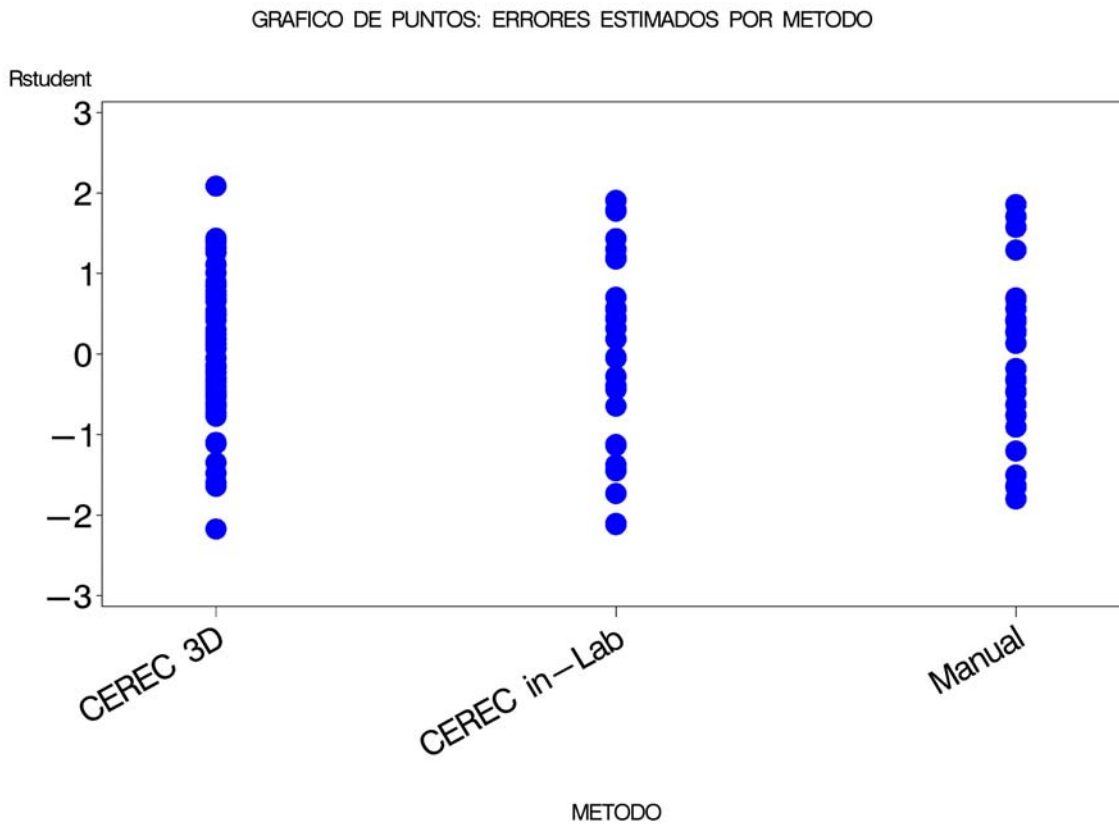
	<b>Cerec<sup>®</sup> 3D</b>	<b>Cerec<sup>®</sup> in-Lab</b>	<b>Manual</b>
<b>Cerec<sup>®</sup> 3D</b>	-	<b>0.0015</b>	0.3758
<b>Cerec<sup>®</sup> in-Lab</b>	-	-	0.1263
<b>Manual</b>	-	-	-

**Tabla 59:** Comparaciones múltiples ajustadas por Tukey. ( $P$ -valores)

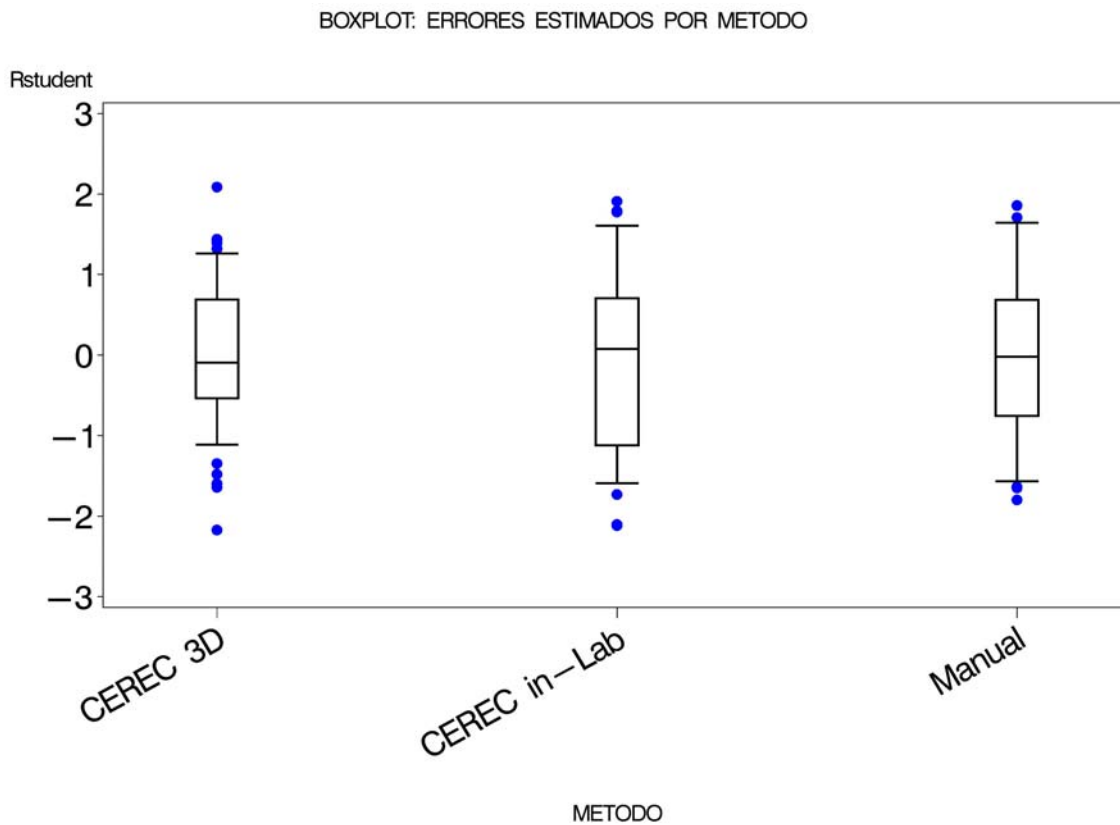
Del mismo modo y de manera complementaria, se realiza el *test de comparaciones múltiples de Bonferroni* (**Tabla 60**), observando diferencias significativas entre las medias de ajuste marginal del método **Cerec<sup>®</sup> 3D** y **Cerec<sup>®</sup> In-Lab** ( $p$ -valor=0,0016).

	Cerec® 3D	Cerec® in-Lab	Manual
Cerec® 3D	-	<b>0.0016</b>	0.5483
Cerec® in-Lab	-	-	0.1565
Manual	-	-	-

**Tabla 60:** Comparaciones múltiples ajustadas por Bonferroni. (P-valores)



**Gráfica 12:** Distribución de errores estimados por método de confección.



**Gráfica13:** Diagrama de cajas (Boxplot) por método de confección.

#### 4.5.2.3. Porcentaje de restauraciones clínicamente aceptables por sistema cerámico empleado.

Para evaluar el efecto de la variable independiente sistema cerámico empleado sobre el porcentaje de restauraciones *clínicamente aceptables*,  $P_1$ , se llevará a cabo la aplicación del *Test Exacto de Razón de Verosimilitudes (likeihood ratio test)*; partiendo de que tan solo 2 coronas de **Vitablock® Mark II** fueron desestimadas y de la hipótesis nula ( $H_0$ ) de que “no existen diferencias estadísticamente significativas entre el porcentaje de restauraciones clínicamente aceptables en función al sistema cerámico empleado”, no se encontraron evidencias suficientes para rechazar la hipótesis nula ( $p = 0,130$ ), por lo que no puede considerarse que exista diferencia estadísticamente significativa en relación al porcentaje de restauraciones *clínicamente aceptables* en cuanto al sistema cerámico empleado.

#### **4.5.2.4. Porcentaje de restauraciones clínicamente aceptables por método de confección empleado.**

Del mismo modo que en el apartado anterior, pero para el método de confección empleado, se llevará a cabo la aplicación del *Test Exacto de Razón de Verosimilitudes (likekihood ratio test)*; partiendo de que tan solo 2 coronas del grupo **Cerec® 3D** fueron desestimadas y de la hipótesis nula ( $H_0$ ) de que “no existen diferencias estadísticamente significativas entre el porcentaje de restauraciones clínicamente aceptables en función al método de confección empleado”, no se encontraron evidencias suficientes para rechazar la hipótesis nula (p-valor no significativo,  $p=0,246$ ), por lo que no puede considerarse que exista diferencia estadísticamente significativa en relación al porcentaje de restauraciones *clínicamente aceptables* según el método de confección empleado.

#### **4.5.2.5. Por posición de medida y sistema cerámico empleado.**

Para describir la relación entre las diferentes medidas de discrepancia marginal **absoluta** se empleará el *coeficiente de correlación no paramétrico de Spearman*, para un intervalo de confianza del 95%, observando que existen correlaciones positivas cuando el valor de  $p$  es cercano o inferior a 0,05:

- **ProCad®**: vestibular/lingual (p-valor<0,0001), vestibular/mesial (p-valor=0,014), vestibular/distal (p-valor<0,0001), vestibular/mesio-vestibular (p-valor=0,001), lingual/distal (p-valor=0,0003), lingual/mesio-vestibular (p-valor=0,012), mesial/distal (p-valor=0,025), mesial/mesio-vestibular (p-valor=0,040) y posible entre lingual/mesial (p-valor=0,055).

- **In-Ceram® Zirconia**: vestibular/lingual (p-valor<0,0001), vestibular/mesial (p-valor0,005), vestibular/distal (p-valor<0,0001), vestibular/mesio-vestibular (p-valor=0,044), lingual/mesial (p-valor=0,0016), lingual/distal (p-valor=0,0002), lingual/mesio-vestibular (p-valor=0,022), mesial/distal (p-valor=0,0043) y distal/mesio-vestibular (p-valor=0,0008).

- **IPS Empress® 2**: vestibular/lingual (p-valor=0,0009), vestibular/distal (p-valor=0,0012), lingual/mesial (p-valor=0,0022), lingual/distal (p-valor<0,0001) y posibles entre vestibular/mesial (p-valor=0,054) y mesial/distal (p-valor=0,050).

- **Vitablock<sup>®</sup> Mark II**: vestibular/lingual (p-valor=0,014) y vestibular/mesial (p-valor=0,017).

#### 4.5.2.6. Por posición de medida y método de confección empleado.

Para describir la relación entre las diferentes medidas de **discrepancia marginal absoluta** se empleará el *coeficiente de correlación no paramétrico de Spearman*, para un intervalo de confianza del 95%, observando que existen correlaciones positivas cuando el valor de  $p$  es cercano o inferior a 0,05:

- **Cerec<sup>®</sup> 3D**: vestibular/lingual (p-valor<0,0001), vestibular/mesial (p-valor=0,0007), vestibular/distal (p-valor<0,0001), vestibular/mesio-vestibular (p-valor=0,005), lingual/mesial (p-valor=0,005), lingual/distal (p-valor=0,0002), lingual/mesio-vestibular (p-valor=0,046), mesial/distal (p-valor=0,024) y distal/mesio-vestibular (p-valor<0,0001).

- **Cerec<sup>®</sup> inLab**: vestibular/lingual (p-valor<0,0001), vestibular/mesial (p-valor=0,0087), vestibular/distal (p-valor=0,0006), lingual/mesial (p-valor=0,0014), lingual/distal (p-valor=0,0022), lingual/mesio-vestibular (p-valor=0,015), mesial/distal (p-valor=0,0053) y distal/mesio-vestibular (p-valor=0,0052).

- **Método de inyección**: vestibular/lingual (p-valor=0,0009), vestibular/distal (p-valor=0,0012), lingual/mesial (p-valor=0,0022), lingual/distal (p-valor<0,0001) y posibles entre vestibular/mesial (p-valor=0,054) y mesial/distal (p-valor=0,050).

#### 4.5.2.7. Modelos lineales con efectos mixtos.

##### A. Por sistema cerámico empleado.

La **Tabla 61** presenta el resumen de los tres modelos empleados para analizar la discrepancia marginal absoluta en función del sistema cerámico y de la posición de medida. El efecto de interacción entre estos dos factores fue descartado en los tres modelos al **no** encontrarse un efecto significativo, (véase **Tabla 62**).

Modelo	Factor	GL	Den GL	Est. F	Pr > F	AIC
A	Cerámica	3	114	12.08	<.0001	5147,00
	Medida	4	468	1.99	0.0944	
B	Cerámica	3	114	4.91	0.0030	4987,7
	Medida	4	114	4.75	0.0014	
C	Cerámica	3	114	4.86	0.0032	5026,5
	Medida	4	468	4.95	0.0006	

**Tabla 61:** Contraste de efectos fijos para los modelos A, B y C. *GL:* grados de libertad.

En el *modelo A*, se observa un efecto significativo para el efecto del sistema cerámico (p-valor <0,0001) y un efecto no significativo en el efecto de la posición de medida (p-valor = 0,0944). A diferencia del *modelo A*, los *modelos B* y *C* presentan efectos significativos para los dos factores del modelo, todos ellos con p-valores < 0,01; es decir, la posición de medida y el sistema cerámico empleado tienen efecto en el desajuste marginal absoluto obtenido en las restauraciones.

Modelo	Factor	GL	Den GL	Est. F	Pr > F
A	Cerámica * Posición de medida	12	456	0.42	0.9549
B	Cerámica * Posición de medida	12	114	0.60	0.8379
C	Cerámica * Posición de medida	12	456	0.76	0.6887

**Tabla 62:** Contraste del efecto de la interacción sistema cerámico vs posición de medida en los tres modelos. *GL:* grados de libertad.

El modelo con menor *AIC* fue el *modelo B* (*AIC* = 4987,7), seguido del *modelo C* (*AIC* = 5026,5) y del *modelo A* (*AIC* = 5147,0).

### Especificación del modelo seleccionado

En la **Tabla 63** se muestran las estimaciones para los coeficientes de *modelo B*. La combinación con menor distancia estimada es para el sistema cerámico *In-Ceram® Zirconia* en la *zona mesio-vestibular* (80.56  $\mu\text{m}$ ) y la combinación con mayor distancia estimada es para el sistema *ProCad®* en la *zona mesial* (93.87  $\mu\text{m}$ ).

Efecto	Secuencia	Cerámica	Coefficient	STD Error	GL	t Value	P-valor
Intercept			85.9488	2.7060	114	31.76	<.0001
cerámica		IPS Empress® 2	-5.3226	3.3784	114	-1.58	0.1179
cerámica		In-Ceram® Zirconia	-9.2726	3.3784	114	-2.74	0.0070
cerámica		ProCad®	2.2967	3.3784	114	0.68	0.4980
cerámica		Vitablock® Mark II	0				
medida	Distal		5.4407	1.5789	114	3.45	0.0008
medida	Lingual		5.5763	1.5292	114	3.65	0.0004
medida	Mesial		5.6271	1.7820	114	3.16	0.0020
medida	Mesio Vestibular		3.8898	2.1856	114	1.78	0.0778
medida	Vestibular		0				

**Tabla 63:** Estimación de los coeficientes del modelo. *GL:* grados de libertad.

En la **Tabla 64** se puede observar como todas las correlaciones son significativas salvo entre *vestibular* y *mesio-vestibular* y *mesial* y *mesio-vestibular*.

Nivel	Est.	Vestibular	Lingual	Mesial	Distal	Mesio_Vestibular
Vestibular	Coef.	332.70				
	P-valor	<.001				
Lingual	Coef.	214.07	371.37			
	P-valor	<.001	<.001			
Mesial	Coef.	133.63	153.51	309.26		
	P-valor	<.001	<.001	<.001		
Distal	Coef.	192.11	215.22	129.99	345.70	
	P-valor	<.001	<.001	<.001	<.001	
Mesio Vestibular	Coef.	76.48	100.62	32.45	170.82	383.91
	P-valor	0.023	0.005	0.309	<.001	<.001

**Tabla 64:** Matriz de correlaciones entre las posiciones de medida estimada y p-valores para el contraste de independencia.

En la **Tabla 65** se presentan las diferencias estimadas de la distancia marginal absoluta para las diferentes combinaciones, ajustadas por el *método de comparaciones múltiples de Tukey*. Se observa como existen diferencias estadísticamente significativas entre el ajuste de las restauraciones realizadas con *In-Ceram® Zirconia* y *ProCad®* (p-valor = 0,004) y el sistema *In-Ceram® Zirconia* y *Vitablock® Mark II* (p-valor = 0,035).

También se encontraron diferencias según la posición de medida, en donde el ajuste estimado en la zona *vestibular*, fue significativamente inferior que en las zonas *distal*, *lingual* y *mesial*.

Efecto	Valor 1	Valor 2	Coef.	Pvalor ajustado	IC ajustado	inf. IC ajustado	sup. IC ajustado
Cerámica	IPS Empress® 2	In-Ceram® Zirconia	3.95	0.634	-4.71		12.61
	IPS Empress® 2	ProCad®	-7.62	0.105	-16.27		1.04
	IPS Empress® 2	Vitablock® Mark II	-5.32	0.397	-14.13		3.49

Efecto	Valor 1	Valor 2	Coef.	Pvalor ajustado	IC ajustado inf.	IC ajustado sup.
Posición	In-Ceram <sup>®</sup> Zirconia	ProCad <sup>®</sup>	-11.57	<b>0.004</b>	-20.22	-2.91
	In-Ceram <sup>®</sup> Zirconia	Vitablock <sup>®</sup> Mark II	-9.27	<b>0.035</b>	-18.08	-0.46
	ProCad <sup>®</sup>	Vitablock <sup>®</sup> Mark II	2.30	0.905	-6.51	11.11
	Distal	Lingual	-0.14	1.000	-4.46	4.18
	Distal	Mesial	-0.19	1.000	-5.26	4.88
	Distal	Mesio Vestibular	1.55	0.912	-3.48	6.58
	Distal	Vestibular	5.44	<b>0.007</b>	1.06	9.82
	Lingual	Mesial	-0.05	1.000	-4.98	4.88
	Lingual	Mesio Vestibular	1.69	0.936	-4.32	7.69
	Lingual	Vestibular	5.58	<b>0.004</b>	1.34	9.81
	Mesial	Mesio Vestibular	1.74	0.943	-4.66	8.13
	Mesial	Vestibular	5.63	<b>0.017</b>	0.69	10.57
Mesio Vestibular	Vestibular	3.89	0.390	-2.17	9.95	

**Tabla 65:** Comparaciones múltiples entre el ajuste marginal absoluto para los diferentes sistemas cerámicos y posiciones de medida ajustadas por el método de Tukey. (Estimaciones de las diferencias Valor 1 – Valor 2)

### B. Por método de confección empleado.

La **Tabla 66** presenta el resumen de los tres modelos empleados para analizar la distancia marginal absoluta en función del sistema cerámico y de la posición de medida. El efecto de interacción entre estos dos factores fue descartado en los tres modelos al **no** encontrarse un efecto significativo, **Tabla 67**.

Modelo	Factor	GL	Den GL	Est. F	Pr > F	AIC
A	Cerámica	2	115	18.00	<.0001	5143.7
	Medida	4	468	1.99	0.0951	
B	Cerámica	2	115	7.11	0.0012	4986.2
	Medida	4	115	4.75	0.0014	
C	Cerámica	2	115	6.77	0.0017	5017.4
	Medida	4	468	4.89	0.0007	

**Tabla 66:** Contraste de efectos fijos para los modelos A, B y C. *GL:* grados de libertad.

En el *modelo A*, se observa un efecto significativo para el efecto del sistema cerámico (p-valor <0,0001) y un efecto no significativo en el efecto de la posición de medida (p-valor = 0,0951). A diferencia del *modelo A*, los *modelos B* y *C* presentan efectos significativos para los dos factores del modelo, todos ellos con p-valores < 0,01; es decir, la posición de medida y el método de confección empleado tienen efecto en el desajuste marginal absoluto obtenido en las restauraciones.

Modelo	Factor	GL	Den GL	Est. F	Pr > F
A	Cerámica * Posición de medida	8	460	0.32	0.9564
B	Cerámica * Posición de medida	8	115	0.45	0.8910
C	Cerámica * Posición de medida	8	460	0.46	0.8819

**Tabla 67:** Contraste del efecto de la interacción sistema cerámico vs posición de medida en los tres modelos.

El modelo con menor *AIC* fue el *modelo B* (*AIC* = 4986,2), seguido del *modelo C* (*AIC* = 5017,4) y del *modelo A* (*AIC* = 5143,7).

### Especificación del modelo seleccionado

En la Tabla 68 se muestran las estimaciones para los coeficientes de *modelo B*. La combinación con menor distancia estimada es para el sistema cerámico **Cerec® in-Lab** en la *zona mesio-vestibular* (80,54  $\mu\text{m}$ ) y la combinación con mayor distancia estimada es para el sistema **Cerec® 3D** en la *zona mesial* (92,76  $\mu\text{m}$ ).

Efecto	Secuencia	Operador	Coefficient	STD Err.	GL	t Value	P-valor
<b>Intercept</b>			80.6422	2.6336	115	30.62	<.0001
<b>operador</b>		Cerec® 3D	6.4938	2.8972	115	2.24	0.0269
<b>operador</b>		Cerec® in-Lab	-3.9807	3.3264	115	-1.20	0.2339
<b>operador</b>		Manual	0				
<b>medida</b>	Distal		5.4407	1.5789	115	3.45	0.0008
<b>medida</b>	Lingual		5.5763	1.5292	115	3.65	0.0004
<b>medida</b>	Mesial		5.6271	1.7820	115	3.16	0.0020
<b>medida</b>	Mesio Vestibular		3.8898	2.1857	115	1.78	0.0778
<b>medida</b>	Vestibular		0				

**Tabla 68:** Estimación de los coeficientes del modelo. *GL:* grados de libertad.

En la **Tabla 69** se puede observar como todas las correlaciones son significativas salvo entre *vestibular* y *mesio-vestibular* y *mesial* y *mesio-vestibular*.

Nivel	Est.	Vestibular	Lingual	Mesial	Distal	Mesio_Vestibular
Vestibular	Coef.	331.56				
	P-valor	<.001				
Lingual	Coef.	212.72	369.80			
	P-valor	<.001	<.001			

Nivel	Est.	Vestibular	Lingual	Mesial	Distal	Mesio_Vestibular
Mesial	Coef.	133.25	152.90	309.64		
	P-valor	<.001	<.001	<.001		
Distal	Coef.	190.37	213.27	129.01	343.37	
	P-valor	<.001	<.001	<.001	<.001	
Mesio Vestibular	Coef.	77.29	101.22	34.05	171.04	386.74
	P-valor	0.022	0.005	0.288	<.001	<.001

**Tabla 69:** Matriz de correlaciones entre las posiciones de medida estimada y p-valores para el contraste de independencia.

En la **Tabla 70** se presentan las diferencias estimadas de la distancia marginal absoluta para las diferentes combinaciones, ajustadas por el *método de comparaciones múltiples de Tukey*. Se observa como existen diferencias estadísticamente significativas entre el ajuste de las restauraciones realizadas con **Cerec® in-Lab** y **Cerec® 3D** (p-valor = 0,001).

También se encontraron diferencias según la posición de medida, en donde el ajuste estimado en la zona *vestibular*, fue significativamente inferior que en las zonas *distal*, *lingual* y *mesial*.

Efecto	Valor 1	Valor 2	Coef.	Pvalor ajustado	IC ajustado	Inf. IC ajustado	Sup. IC ajustado
Operador	Cerec® 3D	Cerec in-Lab	10.47	<b>0.001</b>	3.60		17.35
	Cerec® 3D	Manual	6.49	0.069	-0.39		13.37
	Cerec® in-Lab	Manual	-3.98	0.458	-11.88		3.92
Posición	Distal	Lingual	-0.14	1.000	-4.46		4.18
	Distal	Mesial	-0.19	1.000	-5.26		4.88

<b>Efecto</b>	<b>Valor 1</b>	<b>Valor 2</b>	<b>Coef.</b>	<b>Pvalor ajustado</b>	<b>IC ajustado</b>	<b>Inf. IC ajustado</b>	<b>Sup. IC ajustado</b>
	Distal	Mesio Vestib	1.55	0.912	-3.48	6.58	
	Distal	Vestibular	5.44	<b>0.007</b>	1.06	9.82	
	Lingual	Mesial	-0.05	1.000	-4.98	4.88	
	Lingual	Mesio Vestib	1.69	0.936	-4.32	7.69	
	Lingual	Vestibular	5.58	<b>0.004</b>	1.34	9.81	
	Mesial	Mesio Vestib	1.74	0.943	-4.66	8.13	
	Mesial	Vestibular	5.63	<b>0.017</b>	0.69	10.57	
	Mesio Vestib	Vestibular	3.89	0.390	-2.17	9.95	

**Tabla 70:** Comparaciones múltiples entre el ajuste marginal absoluto para los diferentes sistemas cerámico y posiciones de medida ajustadas por el método de Tukey. (Estimaciones de las diferencias Valor 1 – Valor 2).

## **5. DISCUSIÓN**

## 5. DISCUSIÓN

Los sistemas **CAD/CAM** han supuesto un gran avance a la par de una auténtica revolución en el mundo de la ciencia médica, y en el caso de la odontología, se han instaurado como un instrumento versátil y preciso que abarca múltiples áreas, entre las que destacamos el diagnóstico, la planificación, el ámbito quirúrgico <sup>22, 23, 254</sup>, y la confección de diversos tipos de prótesis tanto dentales como faciales. <sup>19, 20, 21</sup>

Las grandes **ventajas** que aportan este tipo de sistemas (rapidez, precisión, estandarización del proceso, reproducibilidad, calidad constante y predecible, disminución de errores humanos al eliminarse varias fases de laboratorio...) hacen de ellos no sólo un prototipo de lo que el mundo dental será en un futuro, sino que es, hoy por hoy, un elemento de amplia **difusión** como alternativa empleada en el quehacer diario de gran parte de los profesionales clínicos de la Odontología.

En los últimos tiempos se ha producido un aumento de la demanda de restauraciones **estéticas** por parte de los pacientes en odontología. Esto ha condicionado que las restauraciones cerámicas sin metal se hayan puesto en el punto de mira en el campo de la prótesis fija. Las **restauraciones totalmente cerámicas** constituyen un modelo estético difícil de imitar por otros medios restauradores ya que permiten una mejor transmisión de la luz a través del mismo. Pero además de la estética, otras ventajas han propiciado el enorme interés por las cerámicas como son su biocompatibilidad, estabilidad del color, baja conductividad térmica y resistencia a la degradación en el medio oral. Sin embargo, sus indicaciones han estado limitadas por numerosos problemas como la baja resistencia de las cerámicas convencionales y sus complejas técnicas de fabricación.

El reto de las diferentes investigaciones en este ámbito, ha sido desarrollar sistemas cerámicos en los que se dé una simbiosis perfecta entre estética y resistencia mecánica que posibilite el reemplazo de las restauraciones ceramo-metálicas. A pesar de que las coronas jacket son una realidad desde hace muchos años, es en la década de los ochenta cuando se produce un hito en este campo, con la aparición de las cerámicas aluminosas. A partir de ese momento surgen procedimientos revolucionarios entre los que destacan los ya nombrados sistemas **CAD/CAM** que han supuesto un giro de 180 grados en el concepto de fabricación en prótesis fija. <sup>43</sup>

De la mano de este tipo de sistemas y ya en el ámbito de la prótesis fija, se han ido desarrollando y adaptando, de otras especialidades nuevos materiales, cuyo empleo mediante **CAD/CAM** les aporta grandes cualidades en lo que a calidad se refiere (menor porosidad, mayor homogeneidad, optimización de la cantidad de material empleado...); además de abogar, gran parte de dichos materiales, por la búsqueda de uno de los más importantes objetivos de la sociedad actual, la **estética**, aunque este concepto sea eminentemente subjetivo y dependiente del ámbito cultural en el que nos movamos.<sup>156</sup>

Con la finalidad de conseguir resultados “*socialmente perfectos*”, el desarrollo de las cerámicas dentales es prácticamente diario, evaluándose fundamentalmente sus cualidades mecánicas, químicas y biológicas<sup>312</sup>, que junto con las ventajas aportadas por su empleo con métodos mecanizados, está haciendo de este equipo un binomio casi perfecto.<sup>1, 153, 154</sup>

Uno de los puntos más importantes a tener en cuenta para el buen comportamiento a largo plazo de nuestras restauraciones en prótesis fija es el **ajuste marginal** de las mismas<sup>240, 279, 283</sup>; sin embargo, no existen unanimidad de criterios sobre cuáles son los valores permisibles de discrepancia marginal ideal, desde el punto de vista clínico.

Al revisar la bibliografía se observa un amplio intervalo de valores empíricos, comprendidos entre 5 y 200  $\mu\text{m}$ , hecho que pone de manifiesto la ausencia de un límite objetivo basado en la evidencia científica.<sup>13, 207, 223, 390</sup>

La gran mayoría de los estudios que a día de hoy se realizan respecto a este particular, emplean los valores de aceptabilidad clínica inferiores a 120  $\mu\text{m}$  determinados por **McLean y von Fraunhofer**.<sup>142, 179, 183, 206, 299, 355, 391</sup>

Estos autores, destacaron que discrepancias inferiores a 80  $\mu\text{m}$  eran difíciles de detectar de una forma clínica<sup>206</sup>; sin embargo, resulta una ardua tarea el comparar los resultados obtenidos por los distintos autores consultados, consecuencia de la ausencia de estandarización de criterios, de diferentes metodologías de medición, gran variedad de materiales empleados e, incluso, del propio concepto de ajuste marginal. Por lo que ante esta disparidad de protocolos y falta de acuerdo, se

hace extremadamente complicado sacar conclusiones, con respecto a los resultados obtenidos, extrapolables y comparables entre sí.

Sería, un punto interesante a considerar, el hecho de establecer una forma más estandarizada para cuantificar la discrepancia marginal de una manera unánime.

Además, debemos de tener en cuenta que se ha establecido la existencia de un sesgo incorporado a cada uno de los estudios de aproximadamente 8  $\mu\text{m}$  en cada medición, intrínseca al propio observador, por lo que se hace aún más complicado conocer la verdadera precisión y exactitud de los resultados a comparar.<sup>217, 359</sup>

Parece que los resultados obtenidos en diferentes estudios respecto a la discrepancia marginal de las estructuras totalmente cerámicas confeccionadas con este tipo de sistemas **CAD/CAM**<sup>142, 183, 217, 355, 391</sup> y su excelente comportamiento “*in vivo*” a largo plazo<sup>50,670, 137, 138, 139, 182, 392-6</sup>, podrían hacer pensar que, junto al resto de ventajas aportadas tanto por este tipo de sistemas como por las de los materiales empleados para la ejecución de sus restauraciones, las cerámicas utilizadas por los laboratorios de manera “no mecánica” debieran relegarse a un segundo plano.

Así mismo, están desarrollándose nuevos materiales, como el *óxido de zirconio*, habilitado para su procesamiento con diferentes sistemas **CAD/CAM**, en busca de la estética al extremo, optando por restauraciones sin metal tanto para sectores anteriores como posteriores y aunando grandes propiedades de biocompatibilidad, resistencia y supervivencia clínica.<sup>191, 192, 193, 194, 195, 196, 197, 336</sup>

Sin embargo y tras la revisión de la bibliografía consultada a este respecto, solamente hemos encontrado siete estudios que comparen, hasta el momento, tan importante concepto, entre sistemas cerámicos de inyección y sistemas **CAD/CAM**, llevados a cabo por **Sulaiman & cols.**<sup>228</sup> en 1997, **Apholt & cols.**<sup>397</sup> en 2001, **Rinke & cols.**<sup>398</sup> en 2001, **Yeo & cols.**<sup>224</sup> en 2003, **Quintas & cols.**<sup>399</sup> en 2004, **Bindl & Mörmann**<sup>143</sup> en 2005, y el de **Reich & cols.**<sup>256</sup> en 2008, sobre los que versaremos a lo largo del presente epígrafe.

### 5.1 Metodología.

En primer lugar, cabe destacar que la comparativa llevada a cabo en nuestro estudio se encuentra basada en el desarrollo exclusivo de cada uno de los sistemas cerámicos empleados para cada una de las tecnologías de confección utilizadas, por lo que los resultados obtenidos nos proporcionan información tanto del sistema cerámico concreto como del método de confección específico para cada material, aunque el ajuste marginal de las restauraciones obtenidas será el reflejo de las ventajas y desventajas aportadas por el conjunto de ambas.

Se decidió realizar el presente estudio *in vitro*, para obtener una estandarización de las muestras, dado que este tipo de investigaciones aporta una información más relevante tanto en lo referente al material como a la técnica empleada; obviando pasos clínicos como el de la toma de impresiones o vaciado de las mismas que podría conllevar a errores inherentes a estos procedimientos yendo todo ello en detrimento de unos resultados objetivables y reproducibles. No obstante debe resaltarse que todo estudio *in vitro* debería ser confirmado a posteriori con estudios clínicos pertinentes.<sup>57</sup>

Con respecto a esta línea de investigación presentamos en 2004 un ensayo clínico para el que se dispuso de 25 pacientes subsidiarios de portar prótesis fija, pertenecientes al global de la asignatura *Clínica Integrada de Pacientes Adultos* de la Facultad de Odontología de la U.C.M. en los que confeccionamos coronas a nivel de, primer premolar, segundo premolar, primer molar o segundo molar, con el sistema clínico **Cerec® 3D**, empleando los bloques feldespáticos **Vitablocks® Mark II**.<sup>400</sup>

Para la examinación del ajuste marginal (*in vivo*) se procedió a la elaboración de un protocolo u hoja de evaluación clínica basada en los criterios de evaluación de la *Asociación Dental de California (CDA)*.<sup>336</sup>

Los resultados que obtuvimos nos ayudaron a determinar que el sistema **Cerec® 3D** permite confeccionar coronas de recubrimiento total con una forma anatómica y una adaptación visual aparentemente adecuadas, teniendo en cuenta las limitaciones y la subjetividad de la visión humana.

Para la realización de nuestro estudio se empleó un casquillo metálico con la forma de un premolar superior tallado, seleccionando el **chamfer** como la terminación marginal empleada, basándose en estudios previos realizados por otros autores.<sup>205, 299, 364</sup>

En realidad no existen unanimidad de criterios en referencia a cuál es la línea de terminación ideal para las restauraciones cerámicas,<sup>13, 76, 191, 204, 221, 283</sup> aunque parece que la tendencia más comúnmente admitida es el hombro o el chamfer profundo, por la necesidad de un grosor mínimo para mantener la resistencia de este tipo de materiales.<sup>167, 281, 284-6, 338, 397-8, 401-3</sup>

Y así, **Salido**<sup>404</sup> en 1991, concluye en su estudio, que la línea de terminación en chamfer está indicada para las restauraciones coladas metálicas, las ceramometálicas y en las cerámicas de alta resistencia.

Estudios realizados con anterioridad como el llevado a cabo por **Pera & cols.**<sup>173</sup> en el que confeccionan 27 coronas **In-Ceram**<sup>®</sup> **Alúmina** con tres diferentes tipos de terminación marginal (chámfer, hombro de 50° y hombro de 90°), demuestran que el ajuste marginal de las restauraciones cerámicas se ve menos afectado por una terminación en chamfer que por un hombro recto, pues en el caso de ser confeccionadas de una manera convencional o manufacturada, no es inusual el atrapamiento de burbujas de aire en las líneas ángulo, lo que supone las fracturas de las restauraciones a este nivel para la terminación en hombro.

Otros estudios, sin embargo, como el de **Salido & cols.**<sup>364</sup>, establecen, para tres tipos distintos de restauraciones totalmente cerámicas, **IPS- Empress**<sup>®</sup>, **In-Ceram**<sup>®</sup> y **Mirage II Fiber**<sup>®</sup> con terminaciones de muñones en hombro redondeado, hombro recto y chamfer, una diferencia estadísticamente significativa entre los tres tipos de terminación, obteniéndose los mejores resultados en ese mismo orden, concluyendo así, que el mejor comportamiento en cuanto al sellado marginal se obtuvo con la línea de terminación en hombro redondeado, con una media de  $43.70 \pm 26.47 \mu\text{m}$  de desajuste vertical frente a los  $90.78 \pm 44.28 \mu\text{m}$  y  $73.09 \pm 30.74 \mu\text{m}$  correspondientes al chamfer y al hombro recto respectivamente. En nuestro estudio seleccionamos como indicábamos anteriormente el chamfer para las terminaciones de nuestros especímenes y obtuvimos una discrepancia marginal para las restauraciones cerámicas confeccionadas manualmente de 85.19

$\pm 14.50 \mu\text{m}$ , ligeramente inferiores a las obtenidas por Salido y colaboradores para este tipo de terminaciones. Estas diferencias podrían deberse a variaciones en la metodología, en el tipo de muñón, material cerámico, técnica de elaboración de la restauración o en la sistemática de medición (analizador de imagen con lupa de 40 aumentos, frente al microscopio óptico de 100 aumentos utilizado en nuestro estudio).

Posteriores estudios, realizados por *Suárez & cols.*<sup>254</sup> establecen, así mismo, y coincidiendo con los resultados obtenidos por *Salido & cols.*<sup>364</sup>, en cuanto a la línea de terminación, mejores resultados de discrepancia marginal para coronas de *Procera*<sup>®</sup> *AllCeram* en terminaciones de hombro redondeado frente al chamfer, aunque no establecen significación estadística entre ambas.

Sin embargo otro estudio realizado por los mismos autores *Suárez & cols.*<sup>298</sup> dos años más tarde en el que evaluaban y comparaban el ajuste marginal de coronas ceramometálicas confeccionadas con una aleación de cromo-cobalto, titanio puro y *Procera*<sup>®</sup> *titanio*, con las dos líneas de terminación a las que se hacía referencia anteriormente (chamfer y hombro redondeado) concluyeron que ambas líneas de terminación son idóneas para el material empleado (titanio colado y mecanizado), no encontrando diferencias significativas entre ambas, aunque con la terminación en chamfer se obtuvieron las menores discrepancias marginales en los tres grupos estudiados.

Otras investigaciones, como la llevada a cabo por *Sánchez*<sup>355</sup> en 2007, en la que se analiza (entre otras variables) la influencia de la línea de terminación (hombro o chamfer) en la precisión y exactitud de los escaneados de uno de los actuales sistemas *CAD/CAM*, en concreto, el sistema *Cercon Smart Ceramics*<sup>®</sup>, no encuentra diferencias estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ ) entre las discrepancias marginales de restauraciones sobre hombro recto y sobre chamfer, aunque son ligeramente menores en aquellas coronas confeccionadas sobre esta última, obteniendo mayores desajustes en la zona del hombro, lo cual no es sorprendente, ya que los propios fabricantes del sistema recomiendan preparaciones redondeadas para una mejor lectura del muñón por parte del escáner.<sup>190, 405-6</sup>

Sobre esta misma línea, *Akbar & cols.*<sup>113</sup> compararon los desajustes marginales verticales de coronas de composite (*Paradigm*<sup>®</sup> *MZI100*) confeccionadas con el sistema *Cerec*<sup>®</sup> *3D* fabricadas

con dos líneas de terminación diferentes chamfer y hombro, determinando tras su evaluación, que la línea de terminación no tenía efecto sobre la adaptación marginal de ese tipo de coronas.

No obstante, parece claro que los propios fabricantes de los sistemas **CAD/CAM** recomiendan preparaciones redondeadas por la mayor dificultad de lectura, por parte de los escáneres, de ángulos agudos; <sup>141, 146, 148-52, 397</sup> en este sentido, **Lin & cols.** <sup>12</sup>, estudiaron el efecto del diseño de la preparación dentaria en el escaneado del sistema **Procera® AllCeram** y su relación con el ajuste marginal e interno de las restauraciones escaneadas y fresadas con dicho sistema **CAD/CAM**, según cuatro líneas de terminación diferentes, tres formas oclusales, tres diferentes superficies axiales así como diferentes retenciones auxiliares proximales como cajas o surcos; concluyendo que el filo de cuchillo no es fácilmente detectable ni reproducible por su escáner mecánico – táctil, así como diseños de surcos oclusales y cajas profundas de menos de 2,5mm de ancho y más de 0,5 mm de profundidad. El sistema **Procera®** difiere del **Cerec®** en el tipo de digitalización; la del sistema **Cerec®** es de tipo óptico, mediante un láser de barrido mientras que la del sistema **Procera®** consiste en una sonda de barrido mecánico, táctil, por contacto directo con el muñón, lo que podría explicar la dificultad de reproducir con adecuada precisión detalles como cajas o surcos profundos. Además del diferente sistema de digitalización y material cerámico empleado en dicho estudio, el diseño de los muñones no coincide con el de nuestra investigación.

En otra investigación, in vitro, llevada a cabo por **Quintas & cols.** <sup>399</sup>, evalúan el efecto de diferentes líneas de terminación (chamfer profundo u hombro redondeado), del agente cementante (fosfato de cinc, vidrio-ionómero modificado con resina y de resina) y de la técnica de confección de la restauración cerámica (**Procera® All-Ceram** como técnica **CAD/CAM**, **IPS Empress® 2** como técnica de inyección e **In-Ceram® Alúmina** como técnica de capas e infiltrado vítreo) en la discrepancia marginal vertical antes y después del cementado. Dichos autores consideran que el ajuste obtenido por las restauraciones fabricadas por los diferentes métodos de fabricación señalados es independiente de la línea de terminación seleccionada. Estando dichos resultados en consonancia con los obtenidos por **Suárez & cols.** <sup>254</sup>, **Akbar & cols.** <sup>113</sup>, y **Sánchez MI.** <sup>355</sup> que no detectaron diferencias estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ ) entre ambas líneas de terminación.

Sin embargo, estudios recientes desarrollados por **Reich & cols.** <sup>256</sup> ponen de manifiesto la significativa mayor resistencia a la fractura de terminaciones en filo de cuchillo frente a

terminaciones en chamfer en referencia a coronas individuales confeccionadas con **Lava**<sup>®</sup> (sistema que se basa en la confección de estructuras en zirconia) en el sector anterior *in vitro*, con un índice de carga de hasta un 38% mayor; a pesar de ello, este estudio no determina, en ningún caso, cuál fue el comportamiento del escáner de dicho sistema **CAD/CAM** para cada una de la terminaciones empleadas, así como los resultados en cuanto a la discrepancia marginal, por lo que consideramos que éstos no deben ser tenidos en cuenta de manera concluyente.

En relación con el **método de medición**, se emplearon una mordaza portamuestras estabilizadora confeccionada de manera específica e individual y una llave dinamométrica a 20 Ncm<sup>2</sup> para la fijación de dicha mordaza, basada en otros modelos empleados durante el desarrollo de estudios en relación a la medición del ajuste marginal *in vitro*.<sup>142, 179, 183, 299, 355</sup>

El empleo del microscopio óptico, como método de medición empleado en nuestra investigación, parece constituir una forma idónea para la observación del sellado marginal de este tipo de restauraciones, en consonancia con otros estudios publicados.<sup>12, 63, 109, 110, 116, 166, 177, 201, 204, 205, 211, 217, 224, 366-71, 372, 377, 407</sup> No obstante, han sido utilizados alternativamente microscopios digitales<sup>61,67-8, 76, 142-3,166, 177, 179, 185, 188, 221, 228, 256, 265, 266, 320, 352-6, 358-9, 361, 397, 408-10</sup> y estereomicroscopios.<sup>173, 188, 191, 365</sup>

En 1997 **Groten & cols.**<sup>177</sup> evaluaron la precisión del microscopio óptico y del electrónico de barrido en la medición de la discrepancia marginal vertical (según los criterios de **Holmes & cols.**<sup>253</sup>) en coronas **In-Ceram**<sup>®</sup> **Alúmina**, confeccionadas con el sistema **Celay**<sup>®</sup>, concluyendo que no existía influencia relevante en el empleo de uno u otro sistema de medición; dichos autores no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos métodos e incluso los resultados obtenidos en cuanto a desajustes marginales, fueron mejores para el microscopio óptico, obteniendo unos desajustes de 18.3 µm frente a los 23.0 µm obtenidos en el mismo punto con el microscopio electrónico de barrido.

En relación a estos resultados, **Gonzalo E.**<sup>142</sup> en 2007, analizó la influencia del método de medición (analizador de imagen frente al microscopio electrónico de barrido) en el sellado marginal de puentes posteriores de tres unidades confeccionados con tres sistemas cerámicos de óxido de circonio (**Lava**<sup>®</sup> **All Ceramic System**, **In-Ceram**<sup>®</sup> **2000 YZ** y **Procera**<sup>®</sup> **Bridge Zirconia**)

determinando no hallar diferencias estadísticamente significativas ( $p > 0.05$ ) entre ambos métodos de medición del ajuste.

A este respecto, *Hamaguchi & cols.*<sup>354</sup> determinan que puede asumirse un 10% de errores en la utilización del microscopio electrónico de barrido, siendo ésto achacable al ángulo de la superficie de las lentes, el rango del foco empleado o la distancia de trabajo y de la magnificación, así como a la impresión en blanco y negro de las mediciones.

Cabe destacar la existencia de artículos con fines similares realizados *in vivo*, en los que se realizan mediciones de ajuste marginal de restauraciones a partir de secciones de una silicona de presión previas al cementado en boca de las mismas<sup>201, 207, 377</sup> por lo que se abren nuevas expectativas para la continuación futura de nuestra investigación en una posible fase clínica.

En el presente estudio se realizaron las mediciones de discrepancia marginal vertical, siguiendo los criterios de *Holmes & cols.*<sup>253</sup>

Y así en nuestra investigación fueron realizadas **5 mediciones**, en 5 puntos diferentes a lo largo del perímetro de cada espécimen, a nivel vestibular, mesio-vestibular, mesial, lingual y distal, obteniendo un total de 600 medidas, siempre a la misma distancia, siguiendo criterios observados en otros estudios publicados con anterioridad.<sup>13, 63, 107, 173, 201, 205, 211, 216, 225-8, 295, 298, 350, 368, 390, 397, 411-3</sup>

En lo que respecta a la ausencia de una fase de **cementado** en nuestro estudio, cabe destacar que esta etapa no fue llevada a cabo ante la posibilidad de introducir algún tipo de error humano en alguno de los múltiples pasos a tener en cuenta durante la fase de cementación de las coronas totalmente cerámicas sobre sus respectivas probetas, así como que los distintos agentes cementantes pueden influir de manera relevante en la discrepancia marginal según el espesor de la capa del agente<sup>255, 392, 413</sup>, de los diferentes grados de viscosidad del mismo<sup>414</sup> y según la técnica de colocación pertinente<sup>320, 415</sup>; de la misma manera, debe de tenerse en cuenta la posibilidad existente de que parte del agente cementante se introduzca sobre la línea de terminación o bien quede algún resto imperceptible visualmente sobre el margen cavosuperficial de la restauración, que durante la medición de una forma microscópica de la misma, pudiera ocasionarnos mayor dificultad a la hora de establecer los puntos exactos de medición.

Y así **Grotten & cols.**<sup>177</sup> nos justifican el porqué no cementar, cuando el objetivo de estudio es evaluar la precisión conseguida por ciertos sistemas cerámicos (como los empleados en nuestro estudio), pudiendo; el cementado, entorpecer el camino a la hora de conseguir determinar dicho objetivo de una manera lo más exacta posible. Es por ello que dichos autores rechazaron el proceso de cementado en sus coronas **In-Ceram® Alúmina** confeccionadas con el sistema **Celay®**.

**Chan & cols.**<sup>220</sup> consideran que aunque los métodos técnicos fueran perfectos, el cementado puede producir desajustes del espacio marginal de al menos el tamaño de la partícula del agente cementante.

Tras la bibliografía revisada, se observó que la mayoría de los autores confirman que el cemento incrementa ligeramente la discrepancia marginal de las restauraciones con respecto a las mediciones realizadas previamente al mismo en los grupos estudiados por cada uno de ellos, con independencia del tipo de restauración y/o agente cementante, encontrando algunos de ellos diferencias significativas a este respecto<sup>173, 183, 222, 226, 297, 298, 350, 358, 365, 399, 416-18</sup>, mientras que otros obtienen resultados sin significación estadística tales como el de **Gonzalo**<sup>142</sup> en 2007, que establece como posible causa entre las diferencias pre y postcementado las técnicas de confección empleadas, o el de **Acevedo & cols.**<sup>391</sup>, en el que se observa que la técnica de cementación no provoca una influencia de importancia tan relevante para las cerámicas mecanizadas, puesto que el parámetro técnico que más influye en el cementado de una restauración es el espacio interno de alivio creado para el agente cementante, de entre 20 y 50  $\mu\text{m}$ , y que el software de los sistemas **CAD/CAM** consigue de manera virtual.<sup>391</sup>

Con respecto al **análisis de los datos** obtenidos hemos de observar detenidamente los estudios empleados en el desarrollo de este trabajo; en primer lugar, a la hora de realizar el planteamiento de esta Tesis, consideramos como factor importante establecer el concepto de aceptabilidad clínica tal y como otra serie de estudios de relevancia contrastada, es decir, cuya media de sus distintas medidas fuese igual o inferior a 120  $\mu\text{m}$ . (siguiendo los criterios de **McLean y von Fraunhofer**).<sup>206</sup>

Ahora bien, parece razonable pensar que si tan sólo uno de los puntos por restauración sometidos a estudio no cumpliera los parámetros de *aceptabilidad clínica*, todos aquellos procesos

secundarios a un inadecuado ajuste marginal podrían acaecer, por lo que consideramos un **segundo concepto de aceptabilidad clínica**, alternativo al primero para la realización de un análisis paralelo, y más crítico que el inicial. En nuestro estudio, cuando nos referimos a esta segunda premisa de *aceptabilidad clínica*, tan sólo fueron inaceptables cinco coronas de las confeccionadas con la cerámica **Vitablock® Mark II**, cuatro de las confeccionadas con la cerámica **ProCad®** y dos de las confeccionadas con la cerámica **In-Ceram® Zirconia**. De las treinta coronas confeccionadas con la cerámica **IPS Empress® 2** fueron, todas ellas, aceptables clínicamente. De estos resultados se puede derivar que la *experiencia-habilidad* del operador es fundamental para obtener restauraciones clínicamente aceptables. Teniendo en cuenta lo novedoso de los sistemas **CAD/CAM** de última generación es comprensible que tuviéramos que rechazar un 15% de las coronas confeccionadas por el sistema **Cerec® 3D** y un 6,67% de las confeccionadas por sistema **Cerec® inLab**.

En lo que respecta al análisis estadístico de los datos, además del popular *test de ANOVA*, empleado en múltiples estudios científicos<sup>61, 116, 142, 173, 183, 188, 205, 211, 226, 265, 266, 277, 298, 350, 366, 367, 377, 391, 397, 399, 419</sup>, se utilizaron como herramientas inferenciales los *Modelos Lineales con efectos mixtos*, test estadísticos de reciente aparición y con mayor potencia que el *test de ANOVA* para el análisis de significación de ciertos datos, como son, en nuestro caso, posición de medida y sistema cerámico/método de confección empleado.<sup>388-9</sup>

En la aplicación de los test estadísticos inferenciales se procedió a la eliminación de aquellas restauraciones no consideradas *clínicamente aceptables*, teniendo en cuenta el concepto de *aceptabilidad clínica* determinado para cada caso, con el fin de solventar al máximo el factor humano inherente a la selección de tres operadores distintos para la confección de las diferentes restauraciones, a pesar de ser cada uno de ellos experimentados en su labor correspondiente.

Del mismo modo, para evaluar el efecto de las variables independientes, **sistema cerámico** y **método de confección** utilizado, sobre el porcentaje de restauraciones *clínicamente aceptables* se empleó el *test exacto de razón de verosimilitudes (likelihood ratio test)*, en lugar del *test Chi-cuadrado de Pearson*, debido a la baja frecuencia de restauraciones *clínicamente no aceptables*.

En relación a los resultados obtenidos en lo que se refiere a las posibles relaciones entre las diferentes posiciones de medida, parece razonable plantearse como lógico que exista una

*correlación positiva* entre gran cantidad de puntos de las restauraciones, es decir, que cuando la discrepancia marginal de un punto de una restauración es mayor, el 80 % de los puntos de dicha restauración poseen también un aumento en su discrepancia marginal absoluta.

## 5.2 Sistema cerámico.

La discrepancia marginal de todos los sistemas cerámicos empleados en nuestro estudio se encontraron dentro de los límites *clínicamente aceptables*.

Los resultados obtenidos establecen que el ajuste marginal de las coronas confeccionadas con el sistema cerámico **In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia** presenta una diferencia estadísticamente significativa respecto al obtenido por las restauraciones confeccionadas con los sistemas cerámicos **ProCad<sup>®</sup>** y **Vitablock<sup>®</sup> Mark II**, no existiendo ningún tipo de diferencia estadísticamente significativa con el sistema de inyección **IPS Empress<sup>®</sup> 2**.

El sistema **In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia**, con una media de 80.29  $\mu\text{m}$ , fue el que obtuvo mejores resultados, seguido del sistema **IPS-Empress<sup>®</sup> 2** con una media de 85.19  $\mu\text{m}$ , sistema **ProCad<sup>®</sup>** con una media de 91,47  $\mu\text{m}$  y finalmente el sistema **Vitablock<sup>®</sup> Mark II** con una media de 93,39  $\mu\text{m}$ .

Estos resultados se traducen, como indicamos anteriormente, en cinco coronas *inaceptables* de las confeccionadas con la cerámica **Vitablock<sup>®</sup> Mark II** (media de 89,66  $\mu\text{m}$ ), cuatro de las confeccionadas con la cerámica **ProCad<sup>®</sup>** (media de 88,71  $\mu\text{m}$ ) y dos de las confeccionadas con la cerámica **In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia** (media de 78,51  $\mu\text{m}$ ), para el criterio de *aceptabilidad clínica* definido por puntos, encontrando solamente dos coronas de **Vitablock<sup>®</sup> Mark II** (media de 91,04  $\mu\text{m}$ ) *clínicamente inaceptables* para la población definida por medias; todas las coronas confeccionadas con la cerámica **IPS Empress<sup>®</sup> 2** fueron *aceptables clínicamente* para ambos criterios de aceptación (media de 85,19  $\mu\text{m}$ ), existiendo diferencias estadísticamente significativas entre el *porcentaje de aceptabilidad clínica* de este grupo (100%) y el de los grupos **Vitablock<sup>®</sup> Mark II** (83,33%) y **ProCad<sup>®</sup>** (86,67%), no habiendo diferencias entre **In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia** (93,33%) y el resto de los grupos; para la población definida por medias no hubo diferencias significativas entre los *porcentajes de aceptabilidad clínica* de los distintos grupos (p-valor=0,130).

En relación a los estudios realizados respecto al ajuste marginal absoluto de diferentes sistemas cerámicos, **Wolffart & cols.**<sup>358</sup> en 2004, muestran resultados de 96  $\mu\text{m}$  para el sistema **IPS Empress® 2** precementado, resultados algo superiores a los obtenidos en nuestro estudio para dicha cerámica (85.19  $\mu\text{m}$ ). A la vista de estos resultados, podemos considerar que el empleo de los sistemas de inyección, a pesar de las posibles incorporaciones de errores por parte del técnico, tiene un comportamiento idóneo en este sentido.

**Yeo & cols.**<sup>224</sup>, en 2003 realizaron un estudio en el que comparaban la adaptación marginal de coronas de recubrimiento total sin cementar confeccionadas con el sistema de inyección **IPS Empress® 2**, el sistema **CAD/CAM Celay®**, el sistema cerámico **In-Ceram®**, coronas metal-cerámicas y el sistema **In-Ceram®** sobre modelo refractario; en esta investigación se emplearon 30 muestras por grupo, tal y como se hizo para el desarrollo de nuestra investigación. Los resultados ponen de manifiesto que el grupo de restauraciones confeccionadas con la cerámica **IPS Empress® 2** fue el que mejor adaptación marginal presentó y el de mayor homogeneidad de discrepancia, con un promedio de  $46 \pm 16 \mu\text{m}$ ; siendo dichos resultados a diferencia de los nuestros, estadísticamente significativos respecto al resto de los grupos.

**Pröbster & cols.**<sup>166</sup>, evaluaron clínicamente las propiedades, entre ellas, el ajuste marginal, de las coronas confeccionadas sobre 18 molares extraídos confeccionados con la cerámica **IPS Empress® 2** y obtuvieron unos resultados muy inferiores a los nuestros precementado de 8.19  $\mu\text{m}$ . Cabe inferir que los procedimientos de tallado (hombro con ángulo interno redondeado), sistema de medición (microscopio electrónico de barrido) y método de confección condicionaron dichos resultados, siendo diferentes a los nuestros, dificultando una adecuada comparación con los mismos y por consiguiente, la emisión de juicios definitivos.

En esta misma línea **Quintas & cols.**<sup>399</sup>, realizaron un estudio en el que investigaron el efecto que provocaba, en la discrepancia marginal, diferentes: líneas de terminación, técnicas de confección, y agentes cementantes, en molares inferiores extraídos sobre los que construyeron 180 coronas completas con **Procera® Allceram**, **IPS Empress® 2** e **In-Ceram® Alúmina**. En relación a los resultados obtenidos por dichos autores, las coronas confeccionadas con **Procera® AllCeram** fueron las que consiguieron menores valores de desajuste marginal precementado (25  $\mu\text{m}$ ), siendo dicho resultado estadísticamente significativo con respecto a las otras dos cerámicas evaluadas. Así,

para el sistema **IPS Empress<sup>®</sup> 2** se obtuvieron unos resultados de discrepancia marginal precementado de 68  $\mu\text{m}$ . Siendo de nuevo dichos resultados ligeramente inferiores a los obtenidos en nuestro estudio.

Dichos investigadores concluyen que la técnica de confección de la cerámica fue el único factor significativo testado, que influía en la discrepancia marginal vertical cuando este factor fue considerado separadamente.

**Rinke & cols.**<sup>398</sup> determinaron la precisión del ajuste marginal de 60 coronas posteriores fabricadas con tres tipos de cerámicas diferentes: **In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia** (**Vita<sup>®</sup> Zahnfabrik**), **Procera All-Ceram** (**Nobel<sup>®</sup> Biocare**), e **IPS Empress<sup>®</sup> 2** (**Ivoclar<sup>®</sup>**), con terminaciones tipo chamfer. Encontrando, dichos investigadores, diferencias significativas entre todos los grupos; el grupo **IPS Empress<sup>®</sup> 2** obtuvo una discrepancia marginal de nuevo inferior a las obtenidas en nuestro estudio de 26.5  $\mu\text{m}$ . Los autores concluyen afirmando que el ajuste marginal estuvo significativamente influenciado tanto por el material cerámico como por la técnica de fabricación utilizada en cada caso.

A pesar de que los resultados de las restauraciones obtenidas con el sistema **Vitablock<sup>®</sup> Mark II** fueron las peores en nuestro análisis, se encuentran dentro de los parámetros de aceptabilidad clínica; este hecho es observable en diversos estudios.

Y así, **Denissen & cols.**<sup>63</sup>, por ejemplo, obtienen resultados con dicha cerámica **Vitablock<sup>®</sup> Mark II** en la obtención de onlays con el sistema **Cerec<sup>®</sup> 2** de 85  $\mu\text{m}$ , no existiendo diferencia estadísticamente significativa respecto a los resultados obtenidos en onlays confeccionados con óxido de alúmina mediante el sistema **Procera<sup>®</sup> AllCeram** y el sistema **Cicero<sup>®</sup>**, con resultados de 74  $\mu\text{m}$  y 68  $\mu\text{m}$ , respectivamente.

Del mismo modo, **Nakamura & cols.**<sup>107</sup>, obtienen resultados de hasta 53  $\mu\text{m}$  en coronas de recubrimiento total con **Vitablock<sup>®</sup> Mark II**, encontrándose dicho resultado, inferior al obtenido por la misma cerámica en la presente investigación.

De la misma manera, la supervivencia y el buen comportamiento clínico de las restauraciones confeccionadas con estos materiales han sido comprobadas en varios estudios, como

el de **Bindl & cols.**<sup>73</sup>, en el que sólo 7 coronas de un total de 208 fracasaron tras un período de 7 años.

En relación a la cerámica **ProCad**<sup>®</sup> (**Ivoclar-Vivadent**<sup>®</sup>) no hemos encontrado mucha bibliografía sobre el particular.<sup>112, 116</sup>

Con respecto al ajuste de este tipo de cerámica **Ellingsen & cols.**<sup>420</sup>, evaluaron la adaptación marginal e interna de 20 coronas cerámicas (**ProCad**<sup>®</sup>) generadas por los sistemas **CAD/CAM Cerec**<sup>®</sup> 2 y **Cerec**<sup>®</sup> 3D y cementadas con resina de polimerización dual. Posteriormente las coronas fueron seccionadas bucolingualmente y mesiodistalmente. Los resultados obtenidos sobre el ajuste marginal de dichas restauraciones oscilaban entre 45.7 µm para el **Cerec**<sup>®</sup> 3D y 97 µm para el **Cerec**<sup>®</sup> 2.

Con el mismo objetivo, **Nakamura & cols.**<sup>295</sup>, confeccionaron 28 coronas que simulaban a un primer premolar superior, con dos grados de convergencia diferentes (4° y 12°) y dos medidas diferentes en cuanto al espacio para el cementado (15 µm y 55 µm), empleando para ello la cerámica **ProCad**<sup>®</sup>, generada por el sistema **CAD/CAM Decsy**<sup>®</sup>, sin cementar. Como conclusiones estos autores obtuvieron discrepancias que oscilaban entre 42 a 56 µm, datos de nuevo inferiores a los obtenidos en nuestro estudio, no hallando diferencias significativas en relación a los diferentes espacios internos, aunque los mejores ajustes se encontraron cuando el espacio fue 15 µm; ni viéndose afectado el desajuste marginal por las diferentes convergencias oclusales, sin embargo, los autores abogan por mantener la menor convergencia oclusal para alcanzar los mejores resultados, estando estas afirmaciones en contraposición con las de otros autores que determinan que una mayor convergencia conlleva un mejor ajuste al facilitar el asentamiento de la restauración y el escape del agente cementante.<sup>421-3</sup>

Con respecto a la cerámica **In-Ceram**<sup>®</sup> **Zirconia**, con la que hemos obtenido los mejores resultados de ajuste marginal en la presente investigación, no hemos encontrado muchos artículos que investigen el ajuste marginal de dicha cerámica, en concreto elaborada con el sistema **CAD/CAM Cerec**<sup>®</sup>.

En 2005 *Martínez*<sup>183</sup> realizó un estudio en el que evaluó los desajustes marginales absolutos obtenidos con cuatro sistemas cerámicos **CAD/CAM** con alto contenido en zirconia: **In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia**, **In-Ceram<sup>®</sup> YZ**, **Cercon<sup>®</sup>** y **Procera<sup>®</sup> AllZirkon** pre y postcementado sobre coronas unitarias. Y en controversia a los resultados obtenidos en nuestra investigación la cerámica **In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia CZ 12** fue la que peores ajustes precementado obtuvo comparada con el resto de las cerámicas sometidas a estudio. El ajuste que obtuvo dicho autor para esta cerámica fue de 31.45  $\mu\text{m}$ , dato bastante inferior al obtenido en nuestro estudio (80.29  $\mu\text{m}$ ). A diferencia también de los resultados obtenidos en el presente trabajo, *Martínez* encontró diferencias estadísticamente significativas entre todos los grupos precementado ( $p < 0,0001$ ). Siendo la cerámica confeccionada con el sistema **Procera<sup>®</sup> AllZirkon** la que mejores ajustes reveló (9.94  $\mu\text{m}$ ).

*Tinschert & cols.*<sup>221</sup>, en 2001 evaluaron la adaptación de puentes **In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia** y **DC-Zirkon<sup>®</sup>** mecanizados con el sistema **CAD/CAM DCS<sup>®</sup>**. Para ello, los especímenes fueron duplicados y seccionados antes de someterlos a examen bajo un microscopio electrónico de barrido. El desajuste marginal medio de las estructuras de alúmina-zirconia fue de 60.5  $\mu\text{m}$  y el de los núcleos circoniosos de 66  $\mu\text{m}$ ; estos valores se muestran inferiores a los obtenidos en nuestro estudio.

### 5.3 Método de confección.

Las restauraciones realizadas en nuestro trabajo de investigación, con independencia del método de confección empleado, se encontraron dentro de los límites de *aceptabilidad clínica* establecidos.

Los resultados obtenidos establecen que el ajuste marginal de las coronas confeccionadas con el método de confección **CAD/CAM Cerec<sup>®</sup> inLab** presentan una diferencia estadísticamente significativa respecto al obtenido por las restauraciones confeccionadas con el sistema **CAD/CAM** clínico **Cerec<sup>®</sup> 3D**, no existiendo ningún tipo de diferencia estadísticamente significativa entre ninguno de los dos grupos anteriores con el sistema de inyección **IPS Empress<sup>®</sup> 2**.

El sistema **Cerec<sup>®</sup> inLab**, con una media de 80,29  $\mu\text{m}$ , fue el que obtuvo mejores resultados, seguido del sistema **IPS-Empress<sup>®</sup> 2** con una media de 85,19  $\mu\text{m}$ , y, por último, el sistema **Cerec<sup>®</sup> 3D**, con un valor promedio de 92,43  $\mu\text{m}$ .

Estos resultados se traducen en nueve restauraciones *no clínicamente aceptables* para el sistema **Cerec<sup>®</sup> 3D** (media de 89,17  $\mu\text{m}$ ) y dos para el sistema **Cerec<sup>®</sup> inLab** (media de 78,51  $\mu\text{m}$ ), cuando el criterio de *aceptabilidad clínica* se define por puntos, frente a sólo dos coronas inaceptables para **Cerec<sup>®</sup> 3D** (media de 91,26  $\mu\text{m}$ ) cuando la población se determina por medias; en ambos casos, la *aceptabilidad clínica* del sistema **IPS Empress<sup>®</sup> 2** fue del 100% (media de 85,19  $\mu\text{m}$ ), siendo este hecho estadísticamente significativo respecto al sistema **Cerec<sup>®</sup> 3D** (85%), no existiendo diferencias entre el sistema **Cerec<sup>®</sup> inLab** (93,33%) con ninguno de los otros dos grupos definidos; para la población definida por medias, por contra, no hubo significación estadística en lo que al *porcentaje de aceptabilidad clínica* se refiere (p-valor=0,246).

Uno de los factores a tener en cuenta a la hora de valorar los resultados de los métodos de confección a comparar, es el hecho de que los operadores eran distintos para cada uno de ellos, por lo que parece obvia la afirmación de que el factor humano puede haber tenido influencia en el resultado final de cada uno de los grupos de un modo no equitativo, ya que resulta imposible unificar la labor de tres personas y por lo tanto sería un error obviar el efecto de esta variable de confusión.

Con la finalidad de intentar limitar este hecho al máximo, se decidió eliminar las restauraciones *no aceptables*, según el criterio establecido para cada caso, por lo que la aplicación de los test de inferencia estadística fue llevada a cabo sólo sobre aquellas restauraciones con los mejores resultados de cada conjunto.

A pesar de ello, creemos que las diferencias encontradas en esta fase del estudio se deben fundamentalmente a las limitaciones técnicas de los procedimientos de confección analizados.

En el caso de las restauraciones obtenidas con el sistema **IPS-Empress<sup>®</sup> 2**, los errores humanos pueden acaecer en cualquiera de los múltiples pasos en que consiste su confección; para los sistemas **CAD/CAM**, el punto crítico de la intervención humana es la definición de la línea de

terminación de la imagen tridimensional obtenida tras el escaneado del muñón, sobre la pantalla del ordenador, lo que dependerá directamente de la resolución de la imagen (software empleado) y de la destreza del profesional que la maneje.

Así mismo y comparando con estudios de características similares al nuestro, observamos que para sistemas **CAD/CAM** de laboratorio existen multiplicidad de posibilidades en lo que se refiere a los datos de ajuste marginal conseguido según el método empleado, obteniendo resultados para **Lava**<sup>®</sup> de 26  $\mu\text{m}$  y para el sistema **Cercon**<sup>®</sup> de 115  $\mu\text{m}$ <sup>391</sup>, por lo que parece arriesgado hablar de **CAD/CAM** sin más especificaciones, tal y como nosotros mismos hemos corroborado en nuestro estudio. Este hecho puede deberse a la precisión y exactitud con que cada uno de estos sistemas trabaja específicamente, dentro de lo que tendríamos que concretar en las diferencias existentes en cada uno de los pasos que integran la realización de restauraciones individualmente para cada sistema **CAD/CAM**. A este parecer, **Sánchez & cols.**<sup>419</sup>, en 2007 observaron que el ajuste marginal de restauraciones confeccionadas con el sistema **Cercon**<sup>®</sup>, diseñadas a partir del software de dicho sistema, era significativamente mejor que el obtenido con el mismo sistema a partir del escaneado del encerado de la futura restauración (sistema puramente **CAM**), siendo la media de los resultados obtenidos de 67,65  $\mu\text{m}$  y 99,34  $\mu\text{m}$ , respectivamente.

**Sulaiman & cols.**<sup>228</sup>, realizaron un estudio in vitro en el que evaluaban la discrepancia marginal obtenida en treinta coronas (diez por grupo) confeccionadas por un método de confección **CAD/CAM (Procera**<sup>®</sup>), y dos métodos de confección convencionales de laboratorio (**In-Ceram**<sup>®</sup> **Alumina slip-cast**, e **IPS Empress**<sup>®</sup>). Evaluaron dichos desajustes según los diferentes estados de fabricación de las coronas, obteniendo unos resultados de ajustes para coronas terminadas **In-Ceram**<sup>®</sup> de 161  $\mu\text{m}$ , 83  $\mu\text{m}$  para las restauraciones confeccionadas por el sistema **Procera**<sup>®</sup>, y 63  $\mu\text{m}$  para las obtenidas con **IPS Empress**<sup>®</sup>, revelando diferencias estadísticamente significativas entre los tres sistemas de confección ( $p < 0,05$ ). No existieron diferencias entre los diferentes estados de de fabricación. Como conclusión, dichos autores obtienen una mayor precisión con un sistema de confección convencional por inyección de laboratorio que con el sistema **CAD/CAM** investigado.

Al igual que en nuestro estudio, **Apholt & cols.**<sup>397</sup>, examinaron el ajuste marginal e interno de núcleos de coronas cerámicas en molares utilizando tres sistemas **CAD/CAM** diferentes 1)

**Cerec-Scan/In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia**, 2) **Procera<sup>®</sup> AllCeram**, 3) **DCS<sup>®</sup>/Zirconia** densamente sinterizada y una técnica de fabricación convencional (**In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia Slip-cast**) como grupo control. Las coronas fueron cementadas y posteriormente medidas a nivel marginal en 8 localizaciones. Obtuvieron unos resultados para el sistema **Cerec<sup>®</sup> Scan** de  $43 \mu\text{m} \pm 34 \mu\text{m}$ , para el sistema **Procera<sup>®</sup>** de  $17 \mu\text{m} \pm 16 \mu\text{m}$ , Para el sistema **DCS<sup>®</sup>** de  $33 \mu\text{m} \pm 20 \mu\text{m}$  y finalmente para el grupo control **Slip-cast** de  $25 \mu\text{m} \pm 18 \mu\text{m}$ . Por lo tanto el sistema **Procera<sup>®</sup>** fue el que mejor ajuste marginal presentó obteniendo diferencias estadísticamente significativas con respecto al sistema **Cerec<sup>®</sup> Scan** ( $p < 0.01$ ) y al sistema **DCS<sup>®</sup>** ( $p < 0.05$ ). Aunque el grupo control presentó mejores ajustes que el sistema **Cerec<sup>®</sup> Scan** y el sistema **DCS<sup>®</sup>**, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre estos grupos. Por lo tanto, nosotros coincidimos con **Apholt & cols.**, a la hora de determinar que las copias de coronas cerámicas confeccionadas con sistemas **CAD/CAM** muestran unos excelentes ajustes tanto marginales como internos comparables con las técnicas convencionales.

Los resultados obtenidos por **Bindl & Mörmann**<sup>143</sup> en un estudio realizado en el que comparaban diferentes sistemas **CAD/CAM** con sistemas cerámicos convencionales de laboratorio, establecen unas discrepancias marginales de  $44 \mu\text{m}$  para las restauraciones de **IPS Empress<sup>®</sup> 2** y de  $43 \mu\text{m}$  para las restauraciones de **In Ceram<sup>®</sup> Zirconia** confeccionadas con el sistema **CAD/CAM Cerec<sup>®</sup> InLab**; al igual que en nuestro estudio, no se mostraron diferencias estadísticamente significativas entre estos dos sistemas, pero sí de éstos respecto a las restauraciones confeccionadas con el sistema **In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia** sobre modelo refractario, con una discrepancia media de  $25 \mu\text{m}$ , así como también respecto a los sistemas **CAD/CAM Procera<sup>®</sup>** y **Decim<sup>®</sup>**. Con este estudio, se pone de manifiesto la importancia del método de confección de las diferentes copias cerámicas; en relación con los resultados obtenidos en nuestra investigación, cabe destacar que las diferencias entre los mismos pudieran deberse a que dichos autores compararon únicamente los núcleos cerámicos de las restauraciones, mientras que en nuestro estudio se realizó la terminación de cada una de las coronas realizadas.

Hemos de destacar, sin embargo que en varias investigaciones precedentes se ha comprobado que la cocción de la porcelana de recubrimiento no incrementa la interfase de los núcleos cerámicos ya que estos materiales, al tener unas características físico-químicas similares, son más compatibles entre sí. De esta premisa se deduce que las diferencias existentes entre los

ajustes marginales de las restauraciones cerámicas radican en los procesos de confección de sus núcleos internos.<sup>114, 228, 399</sup>

Recientes resultados publicados por *Lee & cols.*<sup>109</sup> en un estudio comparativo del ajuste marginal entre cofias de alúmina confeccionadas con el sistema **Procera**<sup>®</sup> y su posterior recubrimiento y, a su vez, con coronas confeccionadas con el sistema **Cerec**<sup>®</sup> **3D**, con **Vitablock**<sup>®</sup> **Mark II**, sin cementar, demuestran que no se observan diferencias estadísticamente significativas entre los resultados de las coronas de ambos grupos, 89.6  $\mu\text{m}$  y 94.4  $\mu\text{m}$ , respectivamente, resultados muy parecidos a los obtenidos por nuestras restauraciones **Vitablock**<sup>®</sup>. Se observó, que estos valores eran estadísticamente significativos respecto a los obtenidos por las cofias, 72.2  $\mu\text{m}$ , por lo que podría decirse que la aceptabilidad de las restauraciones confeccionadas en dos pasos no es estadísticamente significativa respecto al de un solo paso, pero sí de las cofias respecto a las coronas terminadas.

En esta línea, estudios desarrollados por *Luthardt & cols.*<sup>375</sup> en 2005, demuestran con los resultados obtenidos en referencia al ajuste tridimensional interno de restauraciones confeccionadas con **Cerec**<sup>®</sup> **3D**, la existencia de una diferencia estadísticamente significativa según, si el registro de los datos se hubiera realizado mediante el método de adquisición intraoral directa (cámara **Cerec**) o mediante el método de barrido extraoral indirecto (dispositivo **Cerec**<sup>®</sup> barrido o **Cerec**<sup>®</sup> **Scan**, ubicado en la unidad de fresado), basado, este último, en el registro de datos del modelo de yeso obtenido tras la realización de una impresión convencional, siendo mejores los obtenidos con éste, aunque ambos dentro de los límites de aceptabilidad clínica establecidos de 120  $\mu\text{m}$ .

Tal consideración debería ser tenida en cuenta a la hora de valorar el empleo del sistema **Cerec**<sup>®</sup> **3D**, pues tal y como hemos visto en nuestro estudio la verdadera ventaja que aporta este sistema es su ausencia de necesidad de laboratorio y su mayor agilidad a la hora de realizar la restauración, aunque este factor no se refleje en el ajuste marginal obtenido en comparación con el sistema **Cerec**<sup>®</sup> **inLab**. Esto motiva la línea de nuevas investigaciones en relación a la comparativa de las restauraciones obtenidas con el sistema **Cerec**<sup>®</sup> **3D** mediante el registro de barrido.

Del mismo modo, *Nakamura & cols.*<sup>107</sup>, demostraron con su estudio en 2003, que el ajuste marginal obtenido por coronas completas confeccionadas por el sistema **Cerec**<sup>®</sup> **3D** con el sistema

cerámico *Vitablock<sup>®</sup> Mark II*, dependía directamente del espacio interno estipulado mediante el software para el futuro cementado, obteniendo resultados con diferencia estadísticamente significativa cuando se seleccionaba un espacio de 10  $\mu\text{m}$ , con una media de discrepancias de 108  $\mu\text{m}$ , respecto a la selección de un espacio de 30 y 50  $\mu\text{m}$ , con unos desajustes promedios de 53 a 67  $\mu\text{m}$ , respectivamente.

Nos parece interesante señalar un estudio que realizaron *Reich & cols.*<sup>256</sup>, en el que evaluaron la precisión marginal de dos sistemas de confección cerámica, uno clínico *CAD/CAM Cerec<sup>®</sup> 3D* y otro de laboratorio *IPS Empress<sup>®</sup>*, y para ello confeccionaron 16 onlays y estimaron, mediante la técnica de la réplica y bajo microscopía electrónica, con dos examinadores, la precisión marginal de cada uno de los sistemas indicados. Los datos que se obtuvieron fueron inferiores a los nuestros, así para *IPS Empress<sup>®</sup>* se obtuvieron unas aperturas de  $56 \mu\text{m} \pm 31 \mu\text{m}$  y para el sistema *Cerec<sup>®</sup> 3D* de  $70 \mu\text{m} \pm 32 \mu\text{m}$ . Desde el punto de vista clínico, la significación estadística entre los dos sistemas examinados no es relevante. Los autores confirman que ambos sistemas exhiben una (clínicamente aceptable) apertura marginal de menos de 100  $\mu\text{m}$  al igual que determinamos nosotros a la vista de los resultados obtenidos en la presente investigación.

A la vista de los resultados obtenidos en nuestro estudio parecería lógico pensar que los sistemas *CAD/CAM* de empleo en clínica, como es el *Cerec<sup>®</sup> 3D*, aportan una autonomía para el profesional dentro de unos parámetros de discrepancia marginal clínicamente aceptables, aunque significativamente inferiores que cuando optamos por el mecanizado con sistemas de laboratorio; es labor del clínico el juzgar, según el caso concreto al que se enfrente, cuál es la elección idónea, teniendo en cuenta que la oferta en relación a los materiales de empleo difieren según cada sistema y, por tanto, las propiedades finales de las restauraciones obtenidas.

Así mismo, debe tenerse en cuenta que para la consecución de un resultado estético y funcional más adecuado de las restauraciones de *Cerec<sup>®</sup> 3D* es recomendable el empleo de maquillaje y el glaseado de las mismas, pues una superficie “rugosa” supondrá un aumento de las posibilidades de alteración del antagonista, una reducción de la resistencia flexural del material y el aumento de posibles alteraciones cariogénas o periodontales de los dientes pilares, efecto de un mayor acúmulo de placa,...; así, por ejemplo, una cerámica altamente pulida soporta tensiones 100 ó 200 veces superiores a las que soporta la no pulida. El glaseado reduce el avance de las fisuras, si

éste es eliminado con fresas, la resistencia transversal se reduce a la mitad comparado con una superficie de glaseado intacta.<sup>323, 424-5</sup> Este hecho disminuye la teórica mayor rapidez de las restauraciones confeccionadas con este sistema respecto a otros sistemas **CAD-CAM**, aunque no es complicado el empleo de estos complementos en clínica, por lo que se mejora el tiempo de espera estimado respecto a la hora de recibir restauraciones del laboratorio dental.

**Fasbinder**<sup>127</sup> realizó una extensa revisión bibliográfica sobre la evolución y comportamiento clínico de los sistemas **CAD/CAM** clínicos desde el año 1985 al 2006, valorando diferentes parámetros en las restauraciones examinadas, como son resistencia a la fractura, buen ajuste cromático, ajuste marginal y sensibilidad postoperatoria, en su evolución a largo plazo, concluyendo que son pocos los índices de fracaso documentados, con una tasa de supervivencia de aproximadamente 97% a los 5 años y 90% a los 10 años, por lo que constituye una importante alternativa estética en prótesis fija.

Esto es observable también en un estudio prospectivo a 10 años llevado a cabo por **Otto & De Nisco**<sup>118</sup> en 2002, en el que se observa un 90,4% de supervivencia clínica en incrustaciones de cerámica feldespática **Vitablock® Mark I** confeccionadas con el sistema **Cerec® 1**, existiendo sólo 3 casos de las 187 restauraciones valoradas a lo largo del tiempo que supongan fracaso por caries secundaria, por lo que podremos concluir que la adaptación marginal de dichas incrustaciones debe ser positivamente valorada.

Por ende, podría pensarse que es complicado que se haya dicho la última palabra respecto a los sistemas de empleo en clínica, no sólo por el aumento de posibilidades restauradoras, sino también por las mejoras tecnológicas aportadas; si valoramos comparativas realizadas entre (**Cerec® 1** y **Cerec® 2**, las diferencias entre ambas son abismales en lo que respecta a la precisión de tallado (2,4 veces mejor en el caso de **Cerec® 2**) y la exactitud del ajuste (30 % mejor en **Cerec® 2**), según los estudios realizados por **Mörmann & Schug**<sup>426</sup> en 1997.

De la misma forma, **Ellingsen & Fasbinder**<sup>420</sup> en 2002 observan una diferencia estadísticamente significativa en coronas **ProCad®** confeccionadas con los sistemas **Cerec® 2** y **Cerec® 3D** en lo que respecta a su ajuste interno, obteniendo resultados de 97 µm y 47,5 µm, respectivamente.

Sin embargo, otros autores como *Estafan & cols.*<sup>67</sup>, en 2003, en un estudio comparativo in vitro de ajuste marginal en inlays confeccionados con **Cerec<sup>®</sup> 2** y **Cerec<sup>®</sup> 3D**, no observan diferencias estadísticamente significativas en sus resultados, siendo de 42,8-58,6  $\mu\text{m}$  y 39,1-52,2  $\mu\text{m}$ , respectivamente; no obstante, el 40% de las restauraciones obtenidas con el sistema **Cerec<sup>®</sup> 2** precisaron retoques previos a su inserción, por lo que puede considerarse que la precisión del sistema **Cerec<sup>®</sup> 3** mejora respecto a su antecesor.

A pesar de observar el adecuado resultado de los sistemas **CAD/CAM**, debemos tener en cuenta que no podemos perder de vista los métodos de confección convencionales metal-porcelana, que siguen siendo, hoy por hoy, los más utilizados por la mayoría de los clínicos y con resultados no sólo clínicamente aceptables, sino comparables, en lo que respecta al ajuste marginal, con los sistemas mecanizados, como demuestran estudios tales como el de *Reich & cols.*<sup>410</sup>, en el que se obtienen los mejores resultados en puentes de tres piezas metal-cerámicos respecto a puentes confeccionados con **Cerec<sup>®</sup> inLab**, **Lava<sup>®</sup>** y **Digident<sup>®</sup>**, siendo, incluso, estadísticamente significativos respecto a estos últimos.

Por consiguiente, y a modo de reflexión, queremos poner de manifiesto que parece contradictoria una búsqueda exhaustiva y una mejora a nivel ultraestructural en el ajuste marginal por parte tanto de nuevos materiales como de nuevas técnicas cuando el grado de exigencia por parte del profesional queda puesto en entredicho con estudios como el llevado a cabo por *Lombardía & cols.*<sup>225</sup>, en el que se muestran discrepancias marginales en dientes exodonciados portadores de coronas y/o puentes en tres diferentes localizaciones geográficas españolas, obteniendo unos resultados promedio desde 3 a incluso 30 veces superior que la considerada como clínicamente aceptable.

A la vista de la revisión bibliográfica llevada a cabo, así como de los resultados obtenidos, podemos determinar que los sistemas **CAD/CAM** tanto de clínica como de laboratorio suponen una alternativa más para la realización de restauraciones completamente cerámicas con una discrepancia marginal dentro de los límites *clínicamente aceptables*, aunque se pone de manifiesto que los sistemas de inyección de laboratorio no deben caer en el olvido. No obstante, se precisan más estudios que puedan ayudarnos a llegar a resultados más concluyentes a largo plazo.

## **6. CONCLUSIONES**

## 6. CONCLUSIONES

A la vista de los resultados obtenidos, y teniendo en cuenta las limitaciones inherentes al presente estudio *in vitro*, podemos establecer las siguientes conclusiones:

1. Los cuatro materiales cerámicos analizados: **Vitablock<sup>®</sup> Mark II**, **ProCad<sup>®</sup>**, **In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia** e **IPS Empress<sup>®</sup> 2** permiten conseguir restauraciones cerámicas dentro de los parámetros de aceptabilidad clínica, igual o inferior a 120 µm.
2. En nuestro estudio se obtuvieron mejores resultados de discrepancia marginal absoluta con diferencia estadísticamente significativa entre las restauraciones confeccionadas con el sistema cerámico **In-Ceram<sup>®</sup> Zirconia** y las confeccionadas con **Vitablock<sup>®</sup> Mark II** y **ProCad<sup>®</sup>**.
3. Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre el porcentaje de restauraciones clínicamente aceptables obtenidas por la cerámica **IPS Empress<sup>®</sup> 2** y las cerámicas **Vitablock<sup>®</sup> Mark II** y **ProCad<sup>®</sup>**.
4. Los tres métodos de confección empleados, **CAD/CAM** clínico **Cerec<sup>®</sup> 3D** y de laboratorio **Cerec<sup>®</sup> inLab** y el sistema de inyección **IPS Empress<sup>®</sup> 2**, permiten conseguir restauraciones cerámicas dentro de los parámetros de aceptabilidad clínica, igual o inferior a 120 µm.
5. Existe diferencia estadísticamente significativa entre la discrepancia marginal absoluta de las restauraciones confeccionadas con el sistema **CAD/CAM** de laboratorio **Cerec<sup>®</sup> inLab** y las confeccionadas con el sistema **CAD/CAM** clínico **Cerec<sup>®</sup> 3D** a favor del primero, no existiendo diferencias estadísticamente significativas entre ninguno de ellos y el sistema de inyección de laboratorio **IPS Empress<sup>®</sup> 2**.
6. Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre el porcentaje de restauraciones clínicamente aceptables obtenidas por el sistema de inyección **IPS Empress<sup>®</sup> 2** y el sistema **CAD/CAM** clínico **Cerec<sup>®</sup> 3D**, mientras que el sistema **CAD/CAM** de laboratorio **Cerec<sup>®</sup> inLab** no difirió significativamente en relación a ninguno de los otros dos sistemas empleados.

Finalmente y a modo de reflexión, creemos conveniente destacar que la falta de unanimidad de criterios y metodología diversa encontrada en la bibliografía revisada respecto al ajuste marginal, así como los resultados obtenidos en este estudio, nos invitan a pensar que deban desarrollarse nuevas *líneas* de investigación en relación al particular tratado, creyendo oportuno el poner especial énfasis en ciertos puntos:

- Determinar la razón de ser de los límites de aceptabilidad clínica estimados como válidos, 120  $\mu\text{m}$ , o bien considerar como parámetros de validez nuevos valores más adecuados en relación a las posibilidades de las técnicas actuales para la confección de prótesis fija.
- Realizar la cementación de las estructuras confeccionadas, con uno o diversos materiales de cementado, pretendiendo determinar, a su vez, la verdadera influencia en la discrepancia marginal absoluta del cemento utilizado o de la tecnología de confección de las restauraciones en los resultados finales obtenidos.
- Comparar las restauraciones obtenidas con las confeccionadas por otros sistemas de diseño y mecanizado asistidos por ordenador con diferentes tecnologías, tanto de empleo clínico como de laboratorio.

## **7. BIBLIOGRAFÍA**

## **7. BIBLIOGRAFÍA**

1. Pérez AB, Romeo M, Martínez JA. **Cerámicas utilizadas en los sistemas CAD/CAM.** Rev Int Prot Estomatol 2006;8(1):78-91.
2. Cadafalch J, Cadafalch E. **Tecnología CAD/CAM en odontología.** En: Mallat E. **Prótesis fija estética. Un enfoque clínico e interdisciplinario.** Madrid: Elsevier (ed);2007. p. 353-377.
3. Duret F. **CAD/CAM in dentistry: present and future applications.** In **Current concepts.** Quintessence Int 1996;27:433-436.
4. Duret F. **CAD/CAM in dentistry.** J Am Dent Assoc 1988;117:715-20.
5. Ngo H. **Cerec comes of age.** Australasian Dental Practice 1998; Nov-Dec:1-6.
6. Tovati B, Miara P, Nathanson D. **Sistemas cerámicos actuales.** En : **Odontología estética y restauraciones cerámicas.** 1ºed.Barcelona:Masson; 2000. p.34-5.
7. Mörmann WH. **The origin of the CEREC method: A personal review of the first 5 years.** Int J Comput Dent 2004;7:11-24.
8. Mallat Desplats E, Mallat Callís E. **Porcelana.** En: Mallat E, Mallat E. **Fundamentos de la estética bucal en el grupo anterior.** Ed Quintessence, Barcelona, 2001.p.155-186.
9. Walter M, Böning K, Reppel P. **Clinical performance of machined titanium restorations.** J Dent 1994;22:346-8.
10. Milleding P, Haag P, Neroth B, Renz I. **Two year of clinical experience with Procera titanium crowns.** Int J Prosthodont 1998;11:224-32.
11. Smedberg JI, Ekenbäck J, Lothigius E, Arvidson K. **Two year follow-up of Procera-ceramic fixed partial dentures.** Int J Prosthodont 1998;11:145-9.
12. Lin M-T, Sy-Muñoz J, Muñoz CA, Goodacre CJ, Naylor WP. **The Effect of Tooth Preparation Form on the Fit of Procera Copings.** Int J Prosthodont 1998;11(6):580-590.
13. Karlsson S. **The fit of Procera crowns. An in vitro and clinical study.** Acta Odontol Scand 1993;51:129-34.
14. 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(5):514-21.
15. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. **Five-year clinical evaluation of Procera® AllCeram crowns.** J Prosthet Dent 1998;80(4):450-6.
16. Van der Zel JM. **Comparación entre los sistemas CAD/CAM actuales.** Quintessence técnica (ed.esp) 1999;10(7):392-403.

17. Romeo M, Martínez JA, Vallejo J. **Introducción a los sistemas CAD/CAM de uso en clínica y laboratorio.** Rev Int Prot Estomatol 2005;7(5):524-534.
18. Suárez y cols. **Ajuste marginal de las coronas de Procera AllCeram.** Rev Int Prot Estomatol 2003;5(3):240-4.
19. Cheah C-M, Chua C-K, Tan K-H, Teo C-K. **Integración de la digitalización de superficie mediante láser con las técnicas CAD/CAM en el desarrollo de prótesis faciales. Primera parte: Diseño y confección de réplicas protésicas.** Rev Int Prot Estomatol 2004;6(4):107-13.
20. Sykes LM, Parrot AM, Owen CP, Snaddon DR. **Applications of rapid prototyping technology in maxillofacial prosthetics.** Int J Prosthodont 2004;17(4):454-9.
21. Cheah C-M, Chua C-K, Tan K-H. **Integration of laser surface digitizing with CAD/CAM techniques for developing facial prostheses. Part 2: development of molding techniques for casting prosthetic parts.** Int J Prosthodont 2003;16(5):543-8.
22. Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. **Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide.** Int J Oral Maxillofac Implants 2003;18(4):571-7.
23. Van Steenberghe D, Glauser R, Blombäck U, et al. **A computed tomographic scan-derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: a prospective study.** Clin Implant Dent Relat Res 2005;7(supplement 1):S111-S120.
24. Aparicio C, Fortes V, Rodríguez M. **Evolución de los sistemas guiados por la imagen en la cirugía de implantes.** Gaceta Dental 2008;194:154-167.
25. Kan J.Y.K, Rungcharassaeng K, Oyama K, Chung S-H, Lozada J.L. **Computer-guided immediate provisionalization of anterior multiple adjacent implants: surgical and prosthodontic rationale.** Pract Proced Aesthet Dent 2006;18(10):618-623.
26. Drago C, Del Castillo R. **Treatment of edentulous and partially edentulous patients with CAD/CAM frameworks: a pilot case study.** Pract Proced Aesthet Dent 2006;18(10):665-671.
27. Drago CJ. **Two new clinical/laboratory protocols for CAD/CAM implant restorations.** JADA 2006;137:794-800.
28. [http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en\\_US/LavaCOS/3MESPE-LavaCOS](http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en_US/LavaCOS/3MESPE-LavaCOS)
29. Christensen GJ. **The challenge to conventional impressions.** JADA 2008;139(3):347-9.
30. CRA Foundation. **Digital impressions challenge conventional impressions.** CRA Newsletter 2007;31(11):3-4.

31. Christensen GJ. **Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions?** JADA 2008;139:761-3.
32. Ascheim. **Estética y Tecnología avanzada.** En: **Odontología estética: una aproximación clínica a las técnicas y los materiales.** 2ª ed.Harcourt; 2000. p.472-5.
33. Schunke S. **CAD/CAM: ¿un paso adelante o atrás? La tecnología CAD/CAM cambia la evaluación de la calidad de la protodoncia: un artículo actual y personal.** Quintessence técnica (ed.esp.) 2008;19(2):92-102.
34. Witkowski S. **CAD/CAM in dental technology.** Quintessence Dent Technol 2005;28:169-84
35. Riquier R. **Comparación de la técnica de fresado y la sinterización por láser.** Quintessence técnica (ed.esp.) 2007;18(2):66-78.
36. Edelhoff D, Weber V, Johnen C, Beuer F. **Experiencia clínica con subestructuras de puentes de óxido de zirconio CAD/CAM del sistema Digident.** Quintessence técnica (ed.esp.) 2008;21(6):356-69.
37. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. **Clinical fit of all ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems.** Eur J Oral Sci 2005;113:174-179.
38. Yu-Aragoneses R. **Preparación y confección de estructuras con diferentes sistemas CAD/CAM.** Gaceta Dental 2008;188:160-172.
39. Sorensen JA. **The Lava system for CAD/CAM production of high-strength precision fixed prosthodontics.** Quint Dent Technol 2003;26:57-67.
40. Sorensen JA. **The Lava™ All-Ceramic System: CAD/CAM Zirconia Prosthodontics for the 21<sup>st</sup> Century.** Synergy In Dentistry 2003;2(1):1-10.
41. Ruíz E, Pessanha G, Ruíz S, Arruda M. **Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by metrical discharge machining.** J Prosthet Dent 2002;88(5):467-472.
42. Sánchez MI, Castillo de Oyagüe R, Sánchez A, García MC. **Métodos CAD/CAM en prótesis.** Gaceta Dental 2007;178:88-105.
43. Sturb JR, Rekow ED, Witkowski S. **Computer-aided design and fabrication of dental restoration. Current systems and future possibilities.** JADA 2006;137(9):1289-96.
44. Pfeifer GM, Riquier R. **¿Tercerización o fabricación propia?** Quintessence técnica (ed.esp.) 2007;18(9):524-9.

45. Witkowski S. **Computer-aided design and fabrication of dental restoration. Current systems and future possibilities.** JADA 2006;137(9):1289-96
46. Besimo CE, Graber G. **CAD/CAM en coronas y puentes.** En: Schmidfeder J. **Atlas de Odontología Estética.** 1º ed.Barcelona: Masson;1999.p.235-242.
47. Mehl A, Gloger W, Hickel R. **Posibilidades y perspectivas del nuevo sistema de exploración PRECISAN®, para la tecnología CAD/CAM.** Quintessence técnica (ed.esp) 1999;10(8):454-459.
48. Perng-Ru L. **A panorama of dental CAD/CAM restorative systems.** Compendium 2005;26(7):507-516.
49. König P. **Restauraciones no metálicas elaboradas con el sistema DCS-Precident.** Quintessence técnica (ed. esp.) 2002;13(1):48-53.
50. Ahlmann D. **Ocho años de experiencia con el sistema de fresado DCS.** Quintessence técnica (ed.esp.) 2001;12(3):157-165.
51. Dietschi D, Spreafico R, Burkhard H, Unterbrink G. **Nuevas tecnologías para restauraciones de color de diente.** En: Dietschi D, Spreafico R, editores. **Restauraciones adhesivas no metálicas: conceptos actuales para el tratamiento estético de los dientes posteriores.**1ª ed.Barcelona: Masson; 1998. p.169-78.
52. Rekow D. **Computer aided desing and manufacturind in dentistry: a review of the state of the art.** J Prosthet Dent 1987;58(4):512-6.
53. Mörmann WH, Brandestini M. **The fundamental intensive principles of Cerec CAD/CIM and other CAD/CAM methods.** In: Mörmann WH, ed. **CAD/CIM in Aesthetic Dentistry.** Berlin: Quintessence, 1996:81-110.
54. Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Roberson TM. **The clinical performance of CAD/CAM-generated ceramic inlays. A four-year study.** JADA 1996;127:1171-81.
55. Hehn S. **The evolution of a chairside CAD/CAM system for dental restorations.** Compend Contin Educ Dent 2001;22(6 Suppl):4-6.
56. O’Neal SJ, Miracle RL, Leinfelder KF. **Evaluating interfacial gaps for esthetic inlays.** JADA 1993;124:48-54.
57. Mörmann W, Krejci I. **Computer-designed inlays after 5 years *in situ*: Clinical performance and scanning electron microscopic evaluation.** Quintessence Int 1992;23:109-15.

58. Inokoshi S, Van Meerbeeck B, Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. **Marginal accuracy of CAD/CAM inlays made with the original and the updated surface.** J Dent 1992;20:171-7.
59. Cornish G. **Single appointment ceramics. A look at the Cerec II system.** J Colo Dent Assoc 1998;77:12-14.
60. Mörmann WH, Bindl A, Richter B, Apholt W, Toth RT. **Cerec computer aided desing: Full ceramic crowns.** In: Mörmann WH (ed). **CAD-CIM Library.** Zurich: SFCZ Publishing, 1999;2:56-100.
61. Bindl A, Mörmann WH. **Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns.** Eur J Oral Sci 2003;111:163-169.
62. Bindl A, Mörmann WH. **Designing a Cerec crown.** In Mormann WH (ed): **CAD/CIM in Esthetic Dentistry.** Chicago, Quintessence Publishing Co, pp. 1996:427-41.
63. Denissen H, Dozi'c A, van der Zel J, van Wass M. **Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC and Porcera onlays.** J Prosthet Dent 2000;84:506-13.
64. Reich SM, Wichmann M, Rinne H, Shortall A. **Clinical performance of large, all-ceramic CAD/CAM-generated restorations after three years. A pilot study.** JADA 2004;135:605-12.
65. Mou S-H, Chai T, Wang J-S, Shiau Y-Y. **Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns.** J Prosthet Dent 2002;87(3):248-55.
66. Sato K, Matsumura H, Atsuta M. **Relation between cavity desing and marginal adaptation in a machine-milled ceramic restorative system.** J Oral Rehabil 2002;29:24-27.
67. Estafan D, Dussetschleger F, Agosta C, Reich S. **Scanning electron microscope evaluation of CEREC II and CEREC III inlays.** Gen Dent 2003;51(5):450-4.
68. Mehl A, Kunzelmann K-H, Folwaczny M, Hickel R. **Stabilization effects of CAD/CAM ceramic restorations in extended MOD cavities.** J Adhes Dent 2004;6(3):239-45.
69. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. **The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays.** JADA 2005;136(12):1714-23.
70. Thordrup M, Isidor F, Hörsted-Bindslev P. **A prospective clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays: ten-year results.** Quintessence Int 2006;37(2):139-44.
71. St-Georges AJ, Sturdevant JR, Swift EJ, Thompson JY. **Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations.** J Prosthet Dent 2003;89(6):551-7.

72. Sjögren G, Molin M, van Dijken JWV. **Evaluación prospectiva de 10 años de incrustaciones intracoronarias de cerámica fabricadas con CAD/CAM (Cerec) y cementadas con una resina compuesta quimiopolimerizable o de fraguado dual.** Rev Int Prot Estomatol 2005;7(1):64-9.
73. Bindl A, Richter B, Mörmann WH. **Supervivencia de las coronas de cerámica con diseño y fabricación asistidos por ordenador, adheridas a preparaciones con una geometría macrorretentiva reducida.** Rev Int Prot Estomatol 2005;7(5):469-474.
74. Liu P.R. **A Panorama of Dental CAD/CAM Restorative Systems.** Compendium 2005;26(7):507-16.
75. Mörmann WH, Bindl A. **Cerec 3. Un salto espectacular en restauraciones asistidas por ordenador: resultados clínicos iniciales.** Quintessence (ed. esp.) 2002;15(3):168-82.
76. Claas H, Schäfers F, Krantz C. **Milling quality of Cerec 2 and Cerec 3 CAD/CAM crowns. A SEM investigation.** J Dent Res 2002;81(Abtract-2641):331.
77. Mörmann WH. **The evolution of the CEREC system.** JADA 2006;173(9 supplement):7S-13S.
78. Rekow ED. **Dental CAD/CAM systems. A 20-year success story.** JADA 2006;137:5S-6S.
79. Leinfelder KF, Isenberg BP, Essig ME. **A new method for generating ceramic restorations: a CAD/CAM system.** JADA 1989;118(6):703-7.
80. Puri S. **CEREC-Integration and Ease of Use.** Compendium 2007;28(11)(Suppl 1):14-18.
81. Trost L, Stines S, Burt L. **Making informed decisions about incorporating a CAD/CAM system into dental practice.** JADA 2006;137(9 supplement):32S-36S.
82. Christensen GJ. **Is now the time to purchase an in-office CAD/CAM device?.** JADA 2006;137:235-8.
83. Sirona Dental. **Cerec 3, Cerec in Lab, Cerec Scan.** Sirona Dental Systems GMBH, Fabrikstrasse 31, D64625 Bensheim, Alemania.
84. Llombart et al. **La informatización en prótesis.** Trabajos originales, Univ. Barcelona, 1990.
85. Schneider W. **Cerec 3D: A new dimension in treatment.** Int J Comput Dent 2003;6(1):57-66.
86. Ehrlich T. **A paradigm shift from artistic dental anatomy to scientific dental anatomy.** Compendium 2007;28(11)(Suppl 1):4-10.

87. Janda R. **Cerámicas sin metal: composición, propiedades, aplicación, valoración.** Quintessence técnica (ed. esp.) 2007;18(9):490-504.
88. Mörmann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F. **Chairside computer-aided direct ceramic inlays.** Quintessence international 1989;20:329-39.
89. Fritzsche G. **Efficient dynamic registration technique using metalbite presented with a Cerec 3D partial crown: a case description.** Int J Comput Dent 2007;10(1):93-97.
90. Jednyakiewicz NM, Martin N. **El procedimiento FGP (Functionally-Generated Pathway/Trayectoria funcional): teoría, aplicación y desarrollo en restauraciones Cerec.** Int J Comput Dent 2001;4:25-36.
91. Fasbinder DJ. **Predictable CEREC Occlusal Relationships.** En: Mörmann WH. **State of the art of CAD/CAM restorations: 20 years of CEREC.** Berlín: Quintessence books (ed);2006.p.93-100.
92. Reich S. **Static occlusal precision of two all-ceramic system.** En: Mörmann WH. **State of the art of CAD/CAM restorations: 20 years of CEREC.** Berlín: Quintessence books (ed);2006:Poster.
93. Masek R. **Designing in 3D- A More Visual Approach to Cerec Correlation.** Int J Comput Dent 2003;6:75-82.
94. Fritzsche G. **Correlation and Function in Cerec 3D- What is New?.** Int J Comput Dent 2003;6:83-88.
95. Griffin JD. **Efficient correction of endodontic obturation and single-appointment CAD/CAM restoration.** Pract Proced Aesthet Dent 2005;17(8).569-74.
96. Ender A, Wiedhahn K, Mörmann WH. **Chairside Multi-unit Restoration of a Quadrant Using the New Cerec 3D Software.** Int J Comput Dent 2003;6:89-94.
97. Klim J. **Clinical applications for chairside CAD/CAM dentistry.** Compendium 2007;28(11):18-26.
98. Poticzny D, Conrad R. **Predictable aesthetic replacement of a metal-ceramic crown using CAD/CAM technology: a case report.** Pract Proced Aesthet Dent 2005;17(7):491-6.
99. Neumann P. **CAD/CAM: ceramics an overview for the Cerec practitioner.** Int J Comput Dent 1999;2:45-47.
100. Fasbinder DJ. **CAD/CAM ceramic restorations in the operatory and laboratory.** Compend Contin Educ Dent 2003;24:595-605.

101. Schenk O. **Cerec Classic: The Inlay with Cerec 3D Step-by-Step.** Int J Comput Dent 2003;6(1):67-73.
102. Hannig C, Westphal C, Becker K, Attin T. **Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored with CAD/CAM ceramic inlays.** J Prosthet Dent 2005;94(4):342-9.
103. Wiedhahn K. **The Cerec 3D Veneer Program- Is Bad News Good News?.** Int J Comput Dent 2003;6:95-101.
104. Kölbach H. **Carilla o corona parcial anterior: indicaciones para la selección del programa.** Int J Comput Dent 2002;5:33-41.
105. Kassak H. **La fabricación de una carilla con el método de correlación-caso clínico.** Int J Comput Dent 2002;5:43-51.
106. Masek RT. **Puentes con Cerec Scan: Informe de un caso de 2 años.** Int J Comput Dent 2002;5:285-94.
107. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. **Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM All-Ceramic crowns.** Int J Prosthodont 2003;16(3):244-8.
108. Polansky R, Arnetzl G, Haas M, Keil C, Wimmer G, Lorenzoni M. **Grosor de la dentina residual después de la preparación de un hombro de 1,2 mm para coronas CEREC.** Int J Comput Dent 2000;3:243-58.
109. Lee K-B, Park C-W, Kim K-H, Kwon T-Y. **Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems.** Dent Mater J 2008;27(3):422-6.
110. Sjögren G, Molin M, van Dijken J, Bergman M. **Ceramic inlays (Cerec) cemented with either a dual-cured or a chemically cured composite resin luting agent. A 2-year clinical study.** Acta Odontol Scand 1995;53:325-30.
111. Pallesen U, van Dijken JWV. **An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system.** Eur J Oral Sci 2000;108:239-46.
112. Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. **Carga de fractura de PPF con incrustación en ranura generadas por CAD/CAM.** Rev Int Prot Estomatol 2004;6(4):284-291.
113. Akbar JH, Petrie CS, Walker MP, Williams K, Eick JD. **Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation desing.** J Prosthodont 2006;15(3):155-63.
114. Giordano R. **Materials for Chairside CAD/CAM-produced restorations.** JADA 2006;137(9 supplement):14S-20S.

115. Tsitrou EA, Northeast SE, Van Noort R. **Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor.** J Dent 2007;35:897-902.
116. Tsitrou EA, Northeast SE, Van Noort R. **Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM.** J Dent 2007;35:68-73.
117. Posselt A, Kerschbaum T. **Longevity of 2328 chairside CEREC inlays and onlays.** Int J Comput Dent 2003;6(3):231-48.
118. Otto T, De Nisco S. **Computer-aided Direct Ceramics Restoration: A 10 Years Prospective Clinical Study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays.** Int J Prosthodont 2002;15(2):122-8.
119. Reiss B, Walther W. **Clinical long-term results and 10-year Kaplan-Meier analysis of Cerec restorations.** Int J Comput Dent 2000;3(1):9-23.
120. Otto T. **Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical results.** Int J Periodontics Restorative Dent 2004;24(5):446-55.
121. Molin MK, Karlsson SL. **A randomized 5-years clinical reevaluation of 3 ceramic inlay systems.** Int J Prosthodont 2000;13(3):194-200.
122. Zuelling-Singer R, Bryant RW. **Three-year evaluation of computer-machined ceramic inlays: Influence of luting agent.** Quintessence Int 1998;29(9):573-82.
123. Fritzsche G. **Treatment of a single –tooth gap with CEREC 3D crown on an implant: A case report.** Int J Comput Dent 2004;7:199-206.
124. Schneider W. **In the name of the crown: the Cerec 3D crown upgrade.** Int J Comput Dent 2005;8:41-45.
125. Gandjour A, Kerschbaum T, Reis A, Lauterbach KW. **Technology assessment in dentistry - a comparison of the longevity and cost-effectiveness of inlays.** Int J Techn Ass Health Care 2005;21(3):319-325.
126. Arnetzl G. **Different Ceramic Thechnologies in a Clinical Long-term Comparision.** En: MörmannWH. **State of the Art of CAD/CAM Restorations: 20 Years of CEREC.** Berlín:Quintessence Books;2006:65-72.
127. Fasbinder DJ. **Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations.** JADA 2006;137:22S-31S.
128. Wiedhahn K, Kerschbaum T, Fasbinder DF. **Clinical long-term results with 617 CEREC veneers: a nine year report.** Int J Comput Dent 2005;8(3):233-46.

129. Berg NG, Dérand T. **A 5-year evaluation of ceramic inlays (Cerec).** *Swed Dent J* 1997;21:121-7.
130. Pallesen U. **Clinical evaluation of CAD/CAM ceramic restoration: 6-year report.** In: Mörmann, WH (ed.). **CAD/CIM in Aesthetic Dentistry-CEREC 10 Year Anniversary Symposium.** Quintessence, Berlin 1996; p:241-53.
131. Pallesen U, van Dijken JWV. **An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system.** *Eur J Oral Sci* 2000;108:239-46.
132. Sjögren G, Molin M, van Dijken JWV. **A 5-year clinical evaluation of ceramic inlays (Cerec) cemented with a dual-cured or chemically cured resin-composite luting agent.** *Acta Odontol Scand* 1998;56:263-7.
133. Bindl A, Mörmann WH. **Survival rate of mono-ceramic- and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years.** *Eur J Oral Sci* 2004;112:197-204.
134. Gladys S, Van Meerbeek B, Inokoshi S, Willems G, Braem M, Lambrechts P, et al. **Clinical and semiquantitative marginal analysis of four tooth-coloured inlays systems at 3 years.** *J Dent* 1995;23:329-38.
135. Cerutti A, Venturi G, Sapelli PL. **Seven year clinical evaluation of 109 CAD/CAM inlays.** *J Dent Res* 1998;77(special issue B, Abstract-2249):913.
136. Bindl A, Mörmann WH. **Clinical evaluation of adhesively placed CEREC endo-crowns after 2 years- Preliminary results.** *J Adhes Dent* 1999;1:255-65.
137. Martín N, Jedynekiewick NM. **Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review.** *Dent Mat* 1999;15:54-61.
138. Wrbas KT, Hein N, Schirrmeister JF, Altenburger MJ, Hellwig E. **Two-year clinical evaluation of Cerec 3D ceramic inlays inserted by undergraduate dental students.** *Quintessence int* 2007;38(7):575-81.
139. Reiss B. **Long-term clinical performance of Cerec restorations and the variables affecting treatment success.** *Compend Contin Educ Dent* 2001;22(6 Suppl):14-18.
140. Martínez JA, Romeo M, Escuder S. **Confeción clínica de inlays y coronas con el sistema Cerec 3D. Seguimiento a 18 meses.** *Rev Int Prot Estomatol* 2007;9(3): 219-223.
141. McLaren EA, Terry DA. **CAD/CAM systems, materials and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures.** *Compendium* 2002;23(7):637-53.

142. Gonzalo E. **Estudio experimental del sellado marginal en puentes posteriores de óxido de circonio.**[Tesis Doctoral].Madrid:Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid;2007.
143. Bindl A, Mörmann WH. **Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations.** J Oral Rehabil 2005;32:441-447.
144. Kurbad A, Reichel K. **All-ceramic Primary Telescopic Crowns With Cerec inLab.** Int J Comput Dent 2003;6:103-111.
145. Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V. **Construcción del borde de un casquillo de corona In-Ceram sobre implantes ITI Dental System.** Quintessence técnica (ed.esp.) 2004;15(1):5-15.
146. Kurbad A. **Elaboración de estructuras de puentes In-Ceram con la nueva tecnología CEREC.** Quintessence técnica (ed. esp.) 2001;12(9):506-16.
147. [www.ivoclarvivadent.com/com/es/products/emax](http://www.ivoclarvivadent.com/com/es/products/emax).
148. Bruton PA, Smith P, McCord JF, Wilson NH. **Procera AllCeramic crowns: a new approach to an old problem.** Br Dent J 1999;186(9):430-434.
149. Rutten P, Rutten L. **Reflexiones iniciales sobre el sistema Procera.** En: Rutten P, Rutten L. Teamwork media (ed.). **Crown-Bridge & Implants. The Art of Harmony.** Alemania; 2006.p.12-27.
150. Cadafalch J. **Caracterización microestructural y mecánica de materiales en base a cerámica elaborados por la tecnología CAD/CAM para su utilización en prótesis odontológica.**[Tesis Doctoral] Universitat de Barcelona. Barcelona;2003.
151. Fritz H, Freesmeyer WB, Döring K, Bader G. **Elaboración de un puente íntegramente cerámico utilizando una técnica CAD/CAM.** Quintessence técnica (ed. esp.) 2000;11(6):349-359.
152. Kurbad A. **Clinical aspects of all-ceramic CAD/CAM restorations.** Int J Comput Dent 2002;5(2-3):183-197.
153. López MA, Carrillo de Albornoz A, Del Río J. **Estructuras metálicas coladas frente a estructuras cerámicas mecanizadas: el enfoque del clínico.** Rev Int Prot Estomatol 2006;8(2):169-173.
154. Yoshida A. **All-Ceramic Restorations: Material Selection and Opacity Control for Esthetically Superior Results.** Quintessence of Dental Technology QDT 2007. 30TH Anniversary:87-100.
155. Aranda A. **Propiedades y características de los materiales empleados en la confección de puentes totalmente cerámicos.** Gaceta Dental 2003;142:76-105.

156. Vega JM. **Porcelanas y cerámicas actuales.** RCOE 1999;4(1):41-54.
157. Del Río F, Del Río J. **Consideraciones sobre nuevos materiales para coronas y puentes dentales.** Rev Euro Odontoestomatol 1996;8:347-350.
158. Serghi RR, Denry IL, Rosentiel SF. **Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics.** J Prosthet Dent 1995;74:145-150.
159. Burke FJ. **Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns constructed in a leucite-reinforced ceramic.** Dent Mater 1999;15:359-362.
160. El-Mowafy O, Brochu JF. **Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations. A literature review.** J Can Dent Assoc 2002;68:233-7.
161. Janda R. **Cerámicas de silicato. Composición, propiedades, aplicación, valoración: parte 1.** Quintessence técnica (ed. esp.) 2008;19(1):14-22.
162. Janda R. **Cerámicas de silicato. Composición, propiedades, aplicación, valoración: parte 2.** Quintessence técnica (ed. esp.) 2008;19(3):148-59.
163. Fradeani M, Redemagni M. **An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: A retrospective study.** Quintessence Internacional 2002;33(7):503-10.
164. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, et al. **Heat pressed ceramics: technology and strength.** Int J Prosthodont 1992;5:9-16.
165. Brochu J-F, El-Mowafy O. **Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations- A literature Review.** J Can Dent Assoc 2002;68(4):233-9.
166. Pröbster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P. **In Vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material.** J Oral Rehabil 1997;24:636-45.
167. Fons A, Solá MF, Granell M, Oteiza B. **Cofias internas para jakets diseñadas y maquinadas por ordenador: sistema All-Ceram.** Rev Int Prot Estomatol 1999;1(1):74-80.
168. Kurbad A. **Cerámica dental para aplicaciones CAD/CAM. Requisitos de los sistemas totalmente cerámicos.** Quintessence técnica (ed. esp.) 2008;19(2):64-73.
169. Culp L. **Empress 2. First clinical result.** J Dent Technol 1999;16:12-15.
170. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Schärer P. **Strenght and microstructure of IPS-Empress 2 glass-ceramic after different treatments.** Int J Prosthodont 2000;13:468-472.
171. Bürke H. **Dos cerámicas vítreas de última generación. IPS e.max Press e IPS e.max CAD.** Quintessence técnica (ed. esp) 2007;18(8):431-40.
172. McLean JW, Hughes TH. **The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides.** Br Dent J 1965;119:251-267.

173. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. **In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns.** J Prosthet Dent 1994;72(6):585-90.
174. Belser U. **Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic.** Int J Prosthodont 1997;10:459-466.
175. Fradeani M, Aquilano A, Corrado M. **Clinical experience with In-Ceram Spinell crowns: 5-year follow-up.** Int J Periodontics Restorative Dent 2002;22:525-33.
176. Olsson KG, Furst B, Andersson B, Carlsson GE. **A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs.** Int J Prosthodont 2003;16:150-6.
177. Groten M, Girthofer S, Pröbster L. **Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro.** J Oral Rehabil 1997;24:871-81.
178. Suárez MJ, López JF, De las Casas F. **Restauraciones cerámicas con el sistema In-Ceram.** Gaceta Dental 1998;93:74-80.
179. Salido MP. **Estudio comparativo del ajuste marginal en coronas cerámicas.**[tesis doctoral] Madrid: Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid;1999.
180. Grey NJA, Piddock V, Wilson MA. **In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system.** J Dent 1993;21:47-51.
181. Anderson M, Oden A. **A new all-ceramic crown. A dense-sintered high-purity alumina coping with porcelain.** Acta Odontol Scand 1993;51:59-64.
182. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. **Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns.** Quintessence Int 2005;36:105-13.
183. Martínez F. **Estudio experimental del ajuste marginal en coronas cerámicas de alto contenido en circonia.**[Tesis Doctoral].Madrid:Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid;2005.
184. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. **Ceramic steel?.** Nature 1975;258:703-704.
185. Devaud V. **Guideliness for success with zirconia ceramics: the changing standards.** PPAD 2005;17(5):508-10.
186. Cales B, Stefani Y, Lilley E. **Long-term in vivo and in vitro aging of a zirconia ceramic used in orthopaedy.** J Biomed Mater Res 1994;28:619-624.
187. Sailer I, Fehér A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schärer P, Hämmerle C. **Estudio clínico prospectivo sobre la eficacia de puentes posteriores de cerámica de óxido de zirconio tras un período de observación de 3 años.** Quintessence (ed. esp.) 2008;21(5):271-282.

188. Witkowski S. **Biocerámicas de alta tecnología para el futuro.** Quintessence Técnica (ed. esp.) 2006;17(7):381-91.
189. Martínez F, Pradies G, Suárez MJ, Rivera B. **Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección.** RCOE 2007;12(4):253-263.
190. Monaco C, Krejci I, Bortolotto T, Perakis N, Ferrari M, Scotti R. **Adaptación marginal de un sistema de dentaduras parciales fijas de incrustaciones de composite reforzado con fibra y dos sistemas totalmente cerámicos.** Rev Int Prot Estomatol 2007;9(1):39-48.
191. Komine F, Gerds T, Witkowski S, Strub JR. **Influence of framework configuration on the marginal adaptation of zirconium dioxide ceramic anterior four-unit frameworks.** Acta Odontol Scand 2005;63(6):361-6.
192. Schenk H, Hajtó J. **Coronas de óxido de zirconio en la región frontal combinando la técnica de sobrecompresión y la técnica de estratificación.** Quintessence técnica (ed. esp.) 2007;18(9):505-14.
193. Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hämmerle CH. **Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures.** Eur J Oral Sci. 2008;116(3):272-9.
194. Mitrani R, Duran R, Nicolayevsky E, Lopez J. **Zirconium Oxide CAD/CAM-Generated Restorations: An Essential Option in Contemporary Restorative Dentistry.** Quint Dent Technol 2007;30:66-76.
195. Sorensen JA. **The Lava system for CAD/CAM production of high-strength precision fixed prosthodontics.** Quint Dent Technol 2003;26:57-67.
196. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. **Resultados clínicos a los 5 años de estructuras de circonio para las dentaduras parciales fijas posteriores.** Rev Int Prot Estomatol 2007;9(4):315-20.
197. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A, Miyazaki T, Fujiwara T. **Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks.** Dent Mater J 2007;26(6):820-6.
198. Díaz-Romeral P, López E, Malumbres F, Gil LJ. **Porcelanas dentales de alta resistencia para restauraciones de recubrimiento total: Una revisión bibliográfica. Parte I.** Rev Int Prot Estomatol 2008;10(1):19-31.
199. González P. **Estudio experimental sobre la discrepancia marginal de las coronas Procera Allceram.** [tesis doctoral]. Madrid: Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid; 2001.

200. Álvarez MA, Peña JM, González IR, Olay MS. **Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal.** RCOE 2003;8(5):525-546.
201. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE. **Clinical Fit Of Procera AllCeram crowns.** J Prosthet Dent 2000;84:419-424.
202. Suárez MJ, López JF, Salido MP, Serrano B. **Coronas de recubrimiento total cerámicas. Criterios de selección.** Rev Euro Odontoestomatol 1999;11:249-58.
203. Diedrich F. **Primeras experiencias con VITA VM 9 totalmente a base de cerámica en estética dental frontal.** Quintessence Técnica (ed.esp.) 2004;15(9):543-50.
204. 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.
205. Solá MF, Labaig C, Martínez AM, Mañes J. **Estudio comparativo “in vitro” del ajuste marginal de restauraciones ceramometálicas y completas de cerámica.** Soprodent 1993;9:67-70.
206. McLean JW, von Fraunhofer JA. **The estimation of cement film thickness by an in vivo technique.** Br Dent J 1971;131:107-11.
207. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R. **The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study.** Dent Mater 1985 Oct;1(5):197-199.
208. American Dental Association. ANSI/ADA Specification No. 8 for zinc phosphate cement. In: **Guide to dental materials and devices.** 5th ed. Chicago: American Dental Association;1970-71.
209. Christensen GJ. **Marginal fit of gold inlay castings.** J Prosthet Dent 1966;16:297-305.
210. Christensen GJ. **Clinical and research advancements in cast-gold restorations.** J Prosthet Dent 1971;25:62-8.
211. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. **Marginal adaptation of castable ceramic crowns.** J Prosthet Dent 1991;66(6):747-53.
212. Schwartz IS. **A review of methods and techniques to improve the fit of cast restorations.** J Prosthet Dent 1986;56(3):279-83.
213. Jorgensen KD, Finger W. **Die-spacing technique by diffusion precipitation.** Scand J Dent 1979;87:73.
214. Campagni WV, Preston JD, Reisbick MH. **Measurement of paint-on die spacers used for casting relief.** J Prosthet Dent 1982;47:606.
215. Richardson DW, Fletcher VA, Gardner LK, Allen JD. **Film thickness of die coating agents.** J Prosthet Dent 1991;66:431-4.

216. Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. **Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns.** Int J Prosthodont 1994;7:440-7.
217. Coli P, Karlsson S. **Precisión de una técnica de CAD/CAM en la fabricación de cofias de dióxido de zirconio.** Rev Int Prot Estomatol 2005;7(3):279-82.
218. McLean JW. **Polycarboxylate cements. Five years' experience in general practice.** Br Dent J 1972;132(1):9-15.
219. Davis DR. **Comparison of fit of two types of all-ceramic crowns.** J Prosthet Dent 1988;59(1):12-16.
220. Chan C, Haraszthy G, Geis-Gerstorfer J, Weber H, Huettemann H. **Scanning electron microscopic studies of the marginal fit of three esthetic crowns.** Quintessence Int 1989;20:189-193.
221. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. **Marginal fit of alumina- and-zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system.** Oper Dent 2001;26:367-374.
222. Beschmidt SM, Strub JR. **Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth.** J Oral Rehabil 1999;26:582-93.
223. Gardner FM. **Margins of complete crowns-literature review.** J Prosthet Dent 1982;48(4):396-400.
224. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. **In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems.** J Prosthet Dent 2003;90(5):459-64.
225. Lombardía T, Álvarez A, Casado JR y cols. **Valoración de la discrepancia marginal en coronas de recubrimiento total.** Archivos de odontoestomatología 1990;6:397-402.
226. 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;6:437-44.
227. Schaerer P, Sato T, Wohlwend A. **A comparison of the marginal fit of three cast ceramic crown systems.** J Prosthet Dent 1988;59:534-42.
228. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. **A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns.** Int J Prosthodont 1997;10:478-84.
229. Silness J. **Periodontal conditions in patients treated with dental bridges. II. The influence of full and partial crowns on plaque accumulation development of gingival pocket formation.** J Periodont Res 1970;5:225-9.

230. Newcomb GJ. **The relationship between the location of subgingival crown margins and gingival inflammation.** J Periodont 1947;45:3-8.
231. Marcum JS. **The effect of crown marginal depth upon gingival tissue.** J Prosthet Dent 1967;17:279-81.
232. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. **Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health.** J Prosthet Dent 1991;65:357-64.
233. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. **Contemporary Fixed Prosthodontics**, ed 2. St Louis: Mosby, 1995:605-606.
234. Valderhaug J, Birkeland JM. **Periodontal conditions in patients 5 years following insertion of fixed prostheses.** J Oral Rehabil 1976;3:237-43.
235. Sorensen SE, Larsen IB, Jörgensen KB. **Gingival and alveolar bone reaction to marginal fit of subgingival crown margins.** Scand J Dent Res 1986;94:109-114.
236. Bader JD, Rozier RG, McFall WT, Ramsey DL. **Effect of crown margins on periodontal conditions in regular attending patients.** J Prosthet Dent 1991;65:75-9.
237. Grasso JE, Nalbandian J, Sanford C, Bailit H. **Effect of restoration quality on periodontal health.** J Prosthet Dent 1985;53:14-9.
238. Larsen IB, Munksgaard EC. **Effect of human saliva on surface degradation of composite resins.** Scand J Dent Research 1991;99(3):254-61.
239. Retief DH. **Do adhesives prevent microleakage?.** Int Dent J 1994;44:19-26.
240. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. **Prótesis fija. Procedimientos clínicos y de laboratorio.** Barcelona. Ed Salvat SA, 1991.
241. Malone W, Koth D. **Tylman's teoría y práctica en prostodoncia fija.** 8ª Ed Caracas. Ed. Actualidades Médico-Odontológicas Latinoamericanas CA, 1991.
242. Tjan A, Sarkissian R. **Effect of preparation finish on retention and fit of complete crowns.** J Prosthet Dent 1986;56:283-8.
243. Sorensen JA. **A rationale comparison of plaque-retaining properties of crown systems.** J Prosthet Dent 1989;62:264-9.
244. Goldmann M, Laosonthorn P, White RR. **Microleakage full crowns and the dental pulp.** J Endo 1992;18:473-475.
245. Libby G, Arcuri MR, LaVelle WE, Hebl L. **Longevity of fixed partial dentures.** J Prosthet Dent 1997;78(2):127-31.

246. Jacobs MS, Windeler AS. **An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap.** J Prosthet Dent 1991;65:436-442.
247. Valderhaug J, Birkeland JM. **Periodontal conditions in patients 5 years following insertion of fixed prostheses.** J Oral Rehabil 1976;3:237-243.
248. Valderhaug J, Heloe LA. **Oral hygiene in a group of supervised patients with fixed prostheses.** J Periodontol 1977;48:221-224.
249. Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K. **Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinical perfect margins.** J Clin Periodontol 1983;10:563-578.
250. Sorensen JA. **A standardized method for determination of crown margin fidelity.** J Prosthet Dent 1990;64:18-24.
251. Kopp F. **Principios estéticos en restauraciones con corona total. Parte I: Preparación dental.** J Esthet Dent 1993;3:25-8.
252. Reeves W. **Restorative margin placement and periodontal health.** J Prosthet Dent 1991;66:733.
253. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. **Considerations in measurement of marginal fit.** J Prosthet Dent 1989;62(4):405-408.
254. Suárez y cols. **Ajuste marginal de las coronas de Procera AllCeram.** Rev Int Prot Estomatol 2003;5(3):240-4.
255. White SN, Yu Z. **Film thickness of new adhesive luting agents.** J Prosthet Dent 1992;67:782-785.
256. Reich S, Petschelt A, Lohbauer U. **The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO<sub>2</sub> copings.** J Prosthet Dent 2008;99:369-376.
257. Giménez-Fábrega J. **Consideraciones biomecánicas y de oclusión en prótesis sobre implantes.** RCOE 1996;1;56(4):63-76.
258. 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(4):201-6.
259. Kashani HG, Khera SC, Gulker IA. **The effects of bevel angulation on marginal integrity.** J Am Dent Assoc 1981;103:882-5.
260. Andersson M, Carlsson L, Persson M. **Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system.** J Prosthet Dent 1996;76:187-93.

261. Blok PL. **Restorative margins and periodontal health: a new look at an old perspectiva.** J Prosthet Dent 1987;57:683-689.
262. Waerhaug J. **Histologic considerations which govern where the margins of restorations should be located in relation to the gingiva.** Dent Clin North Am 1960:161-76.
263. Loë H. **Reaction of marginal periodontal tissues to restorative procedures.** Int Dent J 1968;18:759-78.
264. Bergenholtz G, Cox CF, Loesche WJ, Syed SA. **Bacterial leakage around dental restorations: Its effect on the dental pulp.** J Oral Pathol 1982;11:439-50.
265. Castillo R, Sánchez A, Serrano B, Del Río L. **Estudio in vitro del ajuste de estructuras coladas de cromo-cobalto para prótesis fija sobre pilares prefabricados de implantes dentales.** Rev Int Prot Estomatol 2004;6(4):292-8.
266. Castillo R, Sánchez A, López JF, Serrano B. **Estudio comparativo del ajuste de estructuras coladas de cromo-cobalto, titanio y paladio-oro para prótesis fija cementada sobre pilares prefabricados de implantes dentales.** Rev Int Prot Estomatol 2005;7(4):378-92.
267. Weinberg L. **The biomechanics of force distribution in implant supported prostheses.** Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8:19-31.
268. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. **Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis.** Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:209-218.
269. Takahashi T, Gunne J. **Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques.** J Prosthet Dent 2003;89:256-60.
270. Wise M. **Fit of implants-supported fixed prostheses fabricated plaster.** J Prosthet Dent 2001;86:532-8.
271. Marín M, Salvan E, Figueras O. **Ajuste Pasivo.** Rev Int Prot Estomatol 2006;8(4):417-24.
272. Salinas TJ, Desa V, Vasilic M. **CAD/CAM multiple-implant screw-retained restorations: illustration of a technique.** Quintessence Dent Technol 2007;30:215-224.
273. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. **The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit.** J Prosthet Dent 1996;76:500-509.
274. Clelland NL, Papazoglou E, Carr AB, Gilat A. **Comparison of strains transferred to a bone simulant among implant overdenture bars with various levels of misfit.** J Prosthodont 1995;4:243-250.

275. Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. **Fit of implant frameworks fabricated by different techniques.** J Prosthet Dent 1997;78:596-604.
276. Chang TL, Maruyama C, White SN, Son S, Caputo AA. **Dimensional accuracy analysis of implant framework castings from 2 casting systems.** Int J Oral Maxillofac Implants 2005;20:720-5.
277. Abbate MF, Tjan AHL, Fox WM. **Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems.** J Prosthetic Dent 1989;61(5):527-31.
278. 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;45:138-45.
279. Suárez MJ, Salido MP, López JF, Martínez JM. **Factores implicados en el sellado marginal de las restauraciones de prótesis fija.** Avances en Odontoestomatología 1994;10:53-9.
280. Rosner D. **Function, placement and reproduction of bevels for gold casting (II).** J Prosthet Dent 1963;13:1160-8.
281. Rhoads J, Rudd k, Morrow R. **Procedimientos en el laboratorio dental. Tomo II: Prótesis fija.** Barcelona. Ed. Salvat, 1988.
282. Omar R. **Scanning electron microscopy of the marginal fit of veramoment restorations with facially butted porcelain margins.** J Prosthet Dent 1987;58:13-18.
283. 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.
284. López JF, Marcos J. **Estética y prótesis: la cerámica MIRAGE II FIBER.** Estomodeo 1991;37:11-14.
285. Freitag J. **Impresiones cerámicas de alfa a omega. Simbiosis de creatividad y perfección.** Quintessence técnica (ed. esp.) 1993;4:616-34.
286. Brusch M. **Aspectos de laboratorio.** Quintessence técnica (ed. esp.) 1996;7:497-509.
287. Martínez A, Sola MF, Selva E, Fons A. **Análisis experimental in vitro del ajuste marginal en restauraciones estéticas.** Avances en Odontolestomatología 1995;11:369-72.
288. Pou J. **Optimización del cierre cervical con cerámica.** Soprodent 1998;14:149-54.
289. Pröbster L, Diehl J. **Cerámica aluminosa de colado fraccionado para restauraciones con coronas y puentes.** Quintessence (ed. esp.) 1993;6:437-44.
290. Perling T. **Zonas estéticamente problemáticas. El hombro cerámico como medio de elección.** Quintessence técnica (ed. esp.) 1996;7:555-63.

291. Salsench J, Samsó J, Anglada J. **Restauraciones unitarias totales y parciales de una vidriocerámica sinterizada.** Investigación clínica a los tres años. Rev Eur Odontostomatol 1993;5:31-6.
292. Kashani HG, Khera SC, Gulker IA. **The effects of bevel angulation on marginal integrity.** JADA 1981;103:882-5.
293. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. **Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles.** J Prosthet Dent 2001;85:363-76.
294. Nakamura T, Nonaka M, Maruyama T. **In vitro fitting accuracy of Copy-Milled Alumina cores and All-Ceramic crowns.** Int J Prosthodont 2000;13(3):189-193.
295. Nakamura T, Tanaka H, Kinuta S, Akao T, Okamoto K, Wakabayashi K, Yatani H. **In vitro study on marginal and internal fit of CAD/CAM all-ceramic crowns.** Dent Mater J 2005;24(3):456-9.
296. Suárez MJ, López JF, Martínez JM. **Evaluación clínica de las restauraciones cerámicas sobre núcleo fibroso.** Estomodeo 1993;45:20-23.
297. 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.
298. Suárez MJ, L.Lozano JF, Salido MP, Serrano B. **Sellado marginal de coronas de titanio colado y mecanizado con dos líneas de terminación.** Rev Int Prot Estomatol 2005;7(3):340-5.
299. Suárez MJ. **Evaluación del sellado marginal de coronas de titanio colado y mecanizado con dos líneas de terminación.**[tesis doctoral].Madrid:UCM,2003.
300. Ivoclar Vivadent. **Documentación científica sobre IPS Empress 2.** Ivoclar Vivadent AG, Benderstrasse 2, Alemania.
301. Pospiech P. **Nuevas posibilidades de las prótesis de cerámica con Empress 2.** Labor-Dental 1999;2(8):645-49.
302. Kheradmandan S, Koutayas O, Bernhard M, Strub JR. **Fracture strenght of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axix chewing simulator.** J Oral Rehabil 2001;28:361-9.
303. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. **A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and IPS Empress glass-ceramics.** J Biomed Mater Res 2000;53(4):297-303.
304. IVOCLAR IPS Empress 2. **Instrucciones de uso.**

305. Brix O, Mayer H, Stryczek K. **Restauraciones íntegramente cerámicas con Empress 2.** Quintessence técnica (ed. esp.) 2000;11(5):244-261.
306. Blatz MB. **Éxito a largo plazo de las restauraciones cerámicas sin metal en el sector posterior.** Quintessence (ed. esp) 2003;16(5):294-307.
307. Severance G. **Presentación de una nueva cerámica vítrea de disilicato de litio: IPS Empress 2.** Entrevista del Dr. Gary Sevetance. Signatura interna 1998;4(1):1-3.
308. Solá MF, Labaig C, Suárez MJ. **Cerámica para puentes de tres unidades sin estructura metálica: sistema IPS-Empress 2.** Rev Int Prot Estomatol 1999;1(1):41-47.
309. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. **Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramic.** Dent Mater 2004;20(5):441-8.
310. Cattell MJ, Palumbo RP, Knowles JC, Clarke RL, Samarawickrama DYD. **The effect of veneering and heat treatment on the flexural strength of Empress 2 ceramics.** J Dent 2000;30(4):161-9.
311. Román P, Solá MF, Martínez A, Labaig C, Fons A, Amigo V. **Estudio de la composición y estructura de las coronas completas de cerámica.** Rev Int Prot Estomatol 2004;6(4):330-8.
312. Filser F, Lüthy H, Kocher P, Schärer P, Gauckler LJ. **Prótesis de cerámica en la zona de los dientes laterales. Análisis de materiales en cuanto a la carga máxima admisible y la fiabilidad.** Quintessence técnica (ed. esp.) 2002;13(5):279-91.
313. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. **Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics.** J Prosthodont 2004;13(3):141-9.
314. Studart AR, Frank F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. **Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges.** Dent Mater 2007;23:115-23.
315. Sorensen JA, Cruz MC, Mito WT, Raffeiner O, Meredith HR, Foser HP. **A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glassceramic.** Pract Periodontics Aesthet Dent 1999;11:95-106.
316. Hornbrook DS, Culp L. **Características clínicas de un nuevo sistema cerámico.** Signature International 1998; 4(1):11-17.
317. Kohler W, Maurer S. **Aspectos técnicos de utilización del sistema IPS Empress.** Soprodent 1996; XII (4): 287-297.
318. Lagos E, Solá MF, Román JL, Granell M. **Estudio clínico longitudinal de los puentes de IPS-Empress 2: Resultados a los 6 años.** Rev Int Prot Estomatol 2007;9(3):199-206.

319. Zawta C. **Prótesis parcial fija íntegramente de cerámica: presentación de un caso.** Quintessence (ed.esp) 2003;16(2):93-102.
320. Gu X-H, Kern M. **Discrepancia marginal y filtración en coronas de porcelana: Influencia de los agentes de cementado y de las condiciones de envejecimiento.** Rev Int Prot Estomatol 2003;5(5).384-91.
321. [www.Planetcerec.com/productos/block.shtml](http://www.Planetcerec.com/productos/block.shtml): Vita Mark II blocks, Pro-CAD blocks.
322. Krejci et al. **Wear of CAD-CAM ceramic inlays: restoration, opposing cusps, and luting cements.** Quintessence International 1994;25(3):199-206.
323. Al-Shammery HAO, Bubb NL, Youngson CC, Fasbinder DJ, Wood DJ. **The use of confocal microscopy to assess surface roughness of two milled CAD-CAM ceramics following two polishing techniques.** Dent Mater 2007;23:736-41.
324. Masek RT. **Achieving high-level esthetic UIT Cerec.** Compendium 2001 (Supl.);22(6):19-26.
325. Hehn S. **The evolution of Chairside CAD/CAM System for dental restoration.** Compendium 2001 (Supl.);22(6):4-6.
326. Binnie BF. **The evolution and development of a Chairside Machinable ceramic material.** Compendium 2001(Supl.);22(6):42-46.
327. Vita Zahnfabrik. **Vita: Información de producto.** Vita Zahnfabrik, H. Rauter GMBH & co KG, Postfach 1338.
328. Vaidyahathan TK, Vaidyanathan J, Prasad A. **Properties of a new dental porcelain.** Scan Microsc 1989;3:1023-1033.
329. Dendry IL. **Recent advances in ceramics for dentistry.** Cri Rev Oral Biol Med 1996;7:134.143.
330. Kunzelmann K-H, Jelen B, Mehl A, Hickel R. **Evaluación del desgaste de material y antagonistas, de cerámica CAD/CAM y materiales de composite para el sistema Cerec.** Int J Comput Dent 2001;4:171-84.
331. Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ. **Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics.** J Dent. 2000;28(7):529-35.
332. Procad Blocks (Scientific documentation **ProCAD**<sup>®</sup> Ivoclar Vivadent AG. Research and development Scientific Service. Liechtenstein 2002.
333. **Cerec**<sup>®</sup> **3D. Manual de usuario.** Sirona Dental Systems GMBH. Fabrikstraße 31, D64625 Bensheim Germany).

334. Fasbinder DJ. **Multi-center trial: margin fit and internal adaptation of Cerec Crowns.** In Mörmann WH (ed.) **State of the art of CAD/CAM restorations, 20 years of Cerec.** Berlin: Quintessence, 2006.
335. **Cerec® 3. Cerec® Scan. Instrucciones del fabricante.** Sirona Dental Systems GMBH. Fabrikstraße 31, D64625 Bensheim Germany.
336. Suárez MJ, López JF, Salido MP, Martínez F. **Three-Year Clinical Evaluation of In-Ceram Zirconia Posterior FPDs.** Int J Prosthodont 2004;17:35-38.
337. Wassermann A, Kaiser M, Strub JR. **Resultados clínicos a largo plazo de coronas y prótesis parciales fijas de VITA In-Ceram Classic: Una revisión sistemática de la bibliografía.** Rev Int Prot Estomatol 2006;8(5):533-40.
338. Suárez MJ, Pradíes G, Serrano B, Lozano JF. **In-Ceram Zirconia: alternativa estética en puentes posteriores.** Rev Int Prot Estomatol 2000;2(5):407-412.
339. Bindl A, Mörmann WH. **An up to 5 year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns.** Int J Prosthodont 2002;15:451-456.
340. **Vita In-Ceram® for Cerec®/Cerec® inLab. Instrucciones del Fabricante.** Mayo 2006.
341. Della-Bona A, Donassollo TA, Demarco FF, Barrett AA, Mecholsky JJ. **Characterization and surface treatment effects on topography of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced ceramic.** Dent Mater 2007;23:769-75.
342. McLaren EA, White SN. **Glass-Infiltrated Zirconia/Alumina-Based Ceramic for Crowns and Fixed Partial Dentures: Clinical and Laboratory Guidelines.** Pract Periodontics Aesthet Dent 1999;11(8):985-94.
343. Bottino MA, Balandro LF, Scotti R, Buso L. **Influencia de los tratamientos superficiales sobre la adhesión de resina a la cerámica de zirconio.** Rev Int Prot Estomatol 2005;7(4):372-7.
344. **InLab, el sistema multifuncional.** Instrucciones del fabricante.
345. Sorensen J. **A standardized method for determination of crown margin fidelity.** J Prosthet Dent 1990;83(1):40-9.
346. Ushiwata O, Vieira J. **Method for marginal measurements of restorations: accessory device for toolmakers microscope.** J Prosthet Dent 2000;83(3):362-5.
347. Carlson NB, Heath DA, Hines C, Kurtz D. **Test preliminares.** En: **Procedimientos clínicos en el examen visual.** 1ª. Ed. Madrid; 1994; .p. 5-9.
348. Durán de Colina JA. **Defectos de refracción.** En: Kanski JJ. **Oftalmología clínica.** 3ª. ed. Madrid; Mosby 1996; .p. 410-421.

349. Baldissara P, Baldissara S, Scotti R. **Reliability of tactile perception using sharp and dull explorers in marginal opening identification.** Int J Prosthodont 1998;11:591-4.
350. Suárez MJ, Pradíes GJ, Salido MP, López JF. **Estudio comparativo in vitro sobre el ajuste marginal con diferentes cementos.** Rev Int Prot Estomatol 2002;4(3):217-22.
351. Martín N, Jedynakiewicz NM. **Interface dimensions of CEREC 2 MOD inlays.** Dent Mater 2000;16:68-74.
352. Campbell S, Socio R. **Evaluation of the fit and strenght of an all-ceramic fixed partial denture.** J Prosthet Dent 1988;59 (3).301-6.
353. Duncan D. **The casting accuracy of nicked-chromium alloys for fixed prostheses.** J Prosthet Dent 1982;47(1):63-7.
354. Hamaguchi H, Cacciatore A, Tueller V. **Marginal distortion of the porcelain-bonded-to-metal complete crown: an SEM study.** J Prosthet Dent 1982;47(2):146-53.
355. Sánchez MI. **Influencia del diseño de la preparación protésica y del método de escaneado en el ajuste marginal de estructuras cerámicas para prótesis fija.** [Tesis Doctoral].Madrid: Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid;2007.
356. Behr M, Rosentritt M, Latzel D, Kreisler T. **Comparison of three types of fiber-reinforced composite molar crowns on their fracture resistance and marginal adaptation.** J Dent 2001;29:187-196.
357. Stoll R, Fischer C, Springer M, Stachniss V. **Marginal adaption of partial crowns cast in pure titanium and in a gold alloy – an vivo study.** J Oral Rehabil 2002;29:1-6.
358. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. **Evaluación clínica del ajuste marginal de un nuevo sistema cerámico experimental antes y después del cementado.** Rev Int Prot Estmatol 2004;6(4):345-50.
359. Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. **Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing.** J Prosthet Dent 2000;83:40-9.
360. Hayashi M, Tsuchitani Y, Kawamura Y, Miura M, Takeshige F, Ebisu S. **Eight-year clinical evaluation of fired ceramic inlays.** Oper Dent 2000;25:473-81.
361. Schmalz G, Federlin M, Reich E. **Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaptation of a class II ceramic inlay.** J Prosthet Dent 1995;73(4):392-9.

362. Pradíes G. **Estudio experimental con “anализador de imagen” del ajuste de espigas coladas realizadas mediante técnica directa e indirecta de confección de patrones.** [Tesis Doctoral]. Madrid: Facultad de Odontología. UCM;1996.
363. López F, Fernández D, Caruana G y cols. **El análisis de imagen en mineralogía y mineralotecnica.** Rocas y minerales 1985;14:36-41.
364. Salido MP, Suárez MJ, Pradies GJ, Caruana G. **Análisis comparativo del ajuste marginal en coronas cerámicas.** Rev Int Prot Estomatol 2000;2:225-232.
365. Okutan M, Heydecke G, Butz F, Strub JR. **Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO<sub>4</sub> all-ceramic crowns after chewing simulation.** J Oral Rehabil 2006;33:827-32.
366. Pozuelo E. **Estudio comparativo de cuatro técnicas de impresión en implantoprótesis.**[Tesis Doctoral].Madrid:Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid:2008.
367. David S. **Estudio experimental de sistemas poliméricos para recubrimiento de metal en prótesis.**[Tesis Doctoral].Madrid:Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid:2004.
368. Martínez A, Solá MF, Selva E, Fons A, Fons A. **Análisis experimental in vitro del ajuste marginal en restauraciones estéticas.** Avances en odontoestomatología 1995;11:369-72.
369. Hass M, Wegscheider WA, Bratschko RO, Pfeiffer K. **Comparación entre el ajuste marginal de las coronas cerámicas fabricadas con metal y sin metal.** Quintessence (ed.esp.) 1989;2(1):19-24.
370. Boening KW, Walter MH, Reppel PD. **Non-cast titanium restorations in fixed prosthodontics.** J Oral Rehabil 1992;19:281-7.
371. Rinke S, Hüls A, Jahn L. **Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns.** Int J Prosthodont 1995;8(4):303-10.
372. Quante K, Ludwig K, Kern M. **Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology.** Dent Mater 2008;24(10):1311-5.
373. Bornemann G, Lemelson S, Luthardt R. **Innovative method for the analysis of the internal 3D fitting accuracy of Cerec-3 crowns.** Int J Comput Dent 2002;5(2-3):177-82.
374. Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hämmerle CH. **Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures.** Eur J Oral Sci 2008;116(3):272-9.
375. Luthard RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Hüls A. **Método innovador de evaluación del ajuste interno tridimensional de coronas fabricadas mediante CAD/CAM tras**

**la digitalización mediante barrido óptico directo frente al barrido indirecto con láser.** Rev Int Prot Estomatol 2005;7(3):328-33.

376. Robert Nelly J. **Nondestructive, three-dimensional internal fit mapping of fixed prótesis.** J Prosthet Dent 1989;61(3):368-73.

377. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult Von P, Fukushima S. **Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns.** J Oral Rehabil 2005;32:526-530.

378. Ramón Torrel JM. **Métodos de investigación en Odontología.** Barcelona: Masson.,2002.

379. Calatayud J, Martín G. **Bioestadística en la investigación odontológica.** Madrid: Pues S.L., 2002.

380. Martín A, Luna J. **Bioestadística para las ciencias de la salud.** Madrid: Norma,S.A.,1989.

381. Sokal RR, Rohlf FJ. **Biometría. Principios y métodos en la investigación biológica.** H Blume Ediciones. Madrid.1979:196.

382. Carrasco JL. **El método estadístico en la investigación médica.** Madrid:Ciencia, S.A.,1995.

383. Bernardo JM. **Bioestadística una perspectiva Bayeriana.** Barcelona: Vicens-Vives,1981.

384. Milton S. **Estadística para biología y ciencias de la salud.** Madrid: McGraw-Hill Interamericana,1994.

385. Tukey JW. **Comparing individual means in the analysis of variance.** Biometrics 1949;5:99-114.

386. Tukey JW. **Quick and dirty methods in statistics. Part II. Simple analysis for standard desings.** Proceedings Fith Annual Convention, American Society for Quality Control. 1951:189-197.

387. Porta M, Plasencia A, Sanz F. **La calidad de la información clínica.¿Estadística significativa o clínicamente importante?.** Med Clin (Barcelona) 1988;90:463-468.

388. Verbeke G, Molenberghs G. **Linear mixed models for longitudinal data.**New York. Ed Springer.,2000.

389. Lindsey JK. **Models for Repeated Measurements (Oxford Statistical Science Series).** Ed. Springer.1999.

390. 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(5):457-63.

391. Acevedo RM, Suárez MJ, Salido MP, López-Lozano JF. **Estudio comparativo del sellado marginal de núcleos cerámicos de zirconio.** Rev Int Prot Estomatol 2008;11(3):187-91.

392. Martínez F, Suárez MJ, Serrano B, Pradíes GJ, Salido MP. **Evaluación clínica de puentes de Procera AllCeram. Resultados a 2 años.** Rev Int Prot Estomatol 2005;7(1):38-43.
393. Peláez J, Suárez MJ, Salido MP, Pradíes G, L.Lozano JF. **Evaluación clínica de puentes posteriores: Sistema Lava.** Rev Int Prot Estomatol 2007;9(4):308-14.
394. Walter MH, Wolf BH, Wolf AE, Boening KW. **Rendimiento clínico tras seis años de coronas de cerámica con núcleo de alúmina.** Rev Int Prot Estomatol 2006;8(3):330-1.
395. Olschowsky W. **Tres años de experiencia clínica con puentes cerámicos de óxido de zirconio.** Quintessence (ed. esp.) 2006;19(7):357-64.
396. Zitzmann NU, Hagmann E, Rohner U, Krastl G. **Uso clínico de coronas cerámicas sin metal con el sistema Procera AllCeram.** Quintessence (ed. esp.) 2007;20(10):623-636.
397. Apholt W, Bindl A, Mörmann W. **Marginal and internal fit of CAD/CAM ceramic molar crown copings.** J Dent Res 2001;80(IADR Abstracts-0994):651.
398. Rinke S, Behi F, Hüls A. **Fitting accuracy of all-ceramic posterior crowns produced with three different systems.** J Dent Res 2001;80 (IADR Abstract-0997):651.
399. Quintas AF, Olivera F, Bottino MA. **Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation.** J Prosthet Dent 2004;92(3):250-7.
400. Romeo M. **Estudio comparativo de ajustes en prótesis fija entre sistemas CAD/CAM y sistemas tradicionales.** Diploma de estudios avanzados.Madrid:UCM, 2004.
401. Piemjai M. **Efecto de la fuerza de asentamiento, del diseño marginal y del cementado sobre el sellado marginal y la retención en las coronas cerámicas de recubrimiento total.** Rev Int Prot Estomatol 2002;4(2):144-148.
402. Cho L, Choi J, Yi Y, Park C. **Effect of finish line variants of marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns.** J Prosthet Dent 2004;91(6):554-559.
403. Fernández E, Naldini P. **Diseños de los márgenes cervicales coronarios. Cómo y cuándo.** Quintessence (ed. esp.) 2002;15(8):493-501.
404. Salido MP. **Consideraciones sobre el sellado marginal. Implicaciones clínicas.**[Tesina de Licenciatura]. Facultad de Odontología.Universidad Complutense de Madrid:1992.
405. Richter EJ, Stobbies H. **Restauración de gran envergadura con óxido de zirconio utilizando un método de trabajo rentable.** Quintessence técnica (ed. esp.) 2007;18(9):515-523.

406. Hoffmann A. **Fabricación de prótesis combinadas con el sistema Cercon®**. Quintessence Técnica (ed.esp) 2003;14(4):219-229.
407. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. **Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses**. Dent Mater 2009;25(1):94-102.
408. Stoll R, Fischer C, Springer M, Stachniss V. **Marginal adaption of partial crowns cast in pure titanium and in a gold alloy – an vivo study**. J Oral Rehabil 2002;29:1-6.
409. Hayashi M, Tsuchitani Y, Kawamura Y, Miura M, Takeshige F, Ebisu S. **Eight-year clinical evaluation of fired ceramic inlays**. Oper Dent 2000;25:473-81.
410. Reich S, Gozdowski S, Trentzsch L, Frankenberger R, Lohbauer U. **Marginal fit of heat-pressed vs. CAD/CAM processed all-ceramic onlays using a milling unit prototype**. Oper Dent. 2008;33(6):644-50.
411. Oruc S, Tulunoglu Y. **Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown**. J Prosthet Dent 2000;83:314-8.
412. Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. **Marginal fit of castable ceramic crowns**. J Prosthet Dent 1992;67:594-9.
413. Yu Z, Strutz JM, Kipnis V, White SN. **Effect of dynamic loading methods on cement film thickness in vitro**. J Prosthet Dent 1995;4:251-5.
414. Cook WD. **Rheological studies of the setting of water-based cements**. Aust Dent J 1984;29:44-9.
415. Assif D, Rimer Y, Aviv I. **El flujo de cemento de fosfato de cinc bajo una restauración de recubrimiento total y su efecto en la adaptación marginal según dónde se localice la aplicación del cemento**. Quintessence (ed.esp.) 1988;1:26-34.
416. White SN, Yu Z, Tom JF, Sangsurarak S. **In vivo microleakage of luting cements for cast crowns**. J Prosthet Dent 1994;71:333-8.
417. Audenino G, Bresciano ME, Bassi F, Carossa S. **In vitro evaluation of fit of adhesively luted ceramic inlays**. Int J Prosthodont 2003;16:342-7.
418. White SN, Yu Z. **The effect of adhesive luting agent-dentin surface interactions on film thickness**. J Prosthet Dent 1993;68:49-52.
419. Sánchez M, Castillo de Oyagüe R, Sánchez A, Suárez M<sup>a</sup>. **Influencia del diseño del muñón y el método de escaneado en el ajuste marginal de estructuras elaboradas con el sistema Cercon Smart Ceramics®**. Cien Dent 2007;4(1):49-59.

420. Ellingsen LA, Fasbinder DJ. **In Vitro evaluation of CAD/CIM ceramic crowns.** J Dent Res 2002;81(Spec Iss A Abstract-2641):331.
421. Ohm E, Silness J. **The convergence angle in teeth prepared for artificial crowns.** J Oral Rehabil 1978;5:371-5.
422. Annerstedt AL, Engstrom U, Hansson A, Jansson T, Karlsson S, Liljhagen H, Lindquist E, Rydhammar E, Tyreman-Banhede M, Svensson P, Wandel U. **Axial wall convergence of full veneer crown preparations.** Acta Odontol Scand 1996;54:109-12.
423. Al-Omari W, Al-Wahadni A. **Convergente angle, oclusal reduction, and finish line depth of full-crown preparations made by dental students.** Quintessence Int 2004;35(4):287-93.
424. Reis A, Giannini M, Lovadino JR, Ambrosano GM. **Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins.** Dent Mater 2003;19:12-8.
425. Fischer H, Brehme M, Telle R, Marx R. **Effect of ion exchange of glazed dental glass ceramics on strength parameters.** J Biomed Mater Res A 2005;72(2):175-179.
426. Mörmann WH, Schug J. **Grinding precision and accuracy of fit of Cerec 2 CAD-CIM inlays.** JADA 1997;128:47-53.

## **8. ANEXOS**

## **8.1. LISTADO DE DATOS**



## **8.2. DOCUMENTACIÓN ESTADÍSTICA**

## *RCCPL001*

*“Estudio comparativo de ajustes en prótesis fija entre sistemas CAD/CAM y sistemas tradicionales”*

---

---

## **Tablas y resultados de SAS**

---

**Versión 3**

28/01/2009

---

***Recerca Clínica, S.L***

**Juan Vicente Torres**

*C/ Pamplona, 92-94*

*08018 Barcelona*

*Tel +34 93 300 52 18*

*Fax +34 93 485 14 01*

---

 **Recerca Clínica**

## Estadística Descriptiva

### Datos sin juntar

### Toda la población

<b>Cerámica</b>	<b>N</b>	<b>Media</b>	<b>DT</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>
ProCad	150	91.47	17.20	56	128
In-Ceram Zirconia	150	80.29	19.65	40	122
IPS Empress II	150	85.19	19.99	49	118
Vitablock Mark II	150	93.39	20.96	11	195

<b>Operador</b>	<b>N</b>	<b>Media</b>	<b>DT</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>
CEREC 3D	300	92.43	19.16	11	195
CEREC in-Lab	150	80.29	19.65	40	122
Manual	150	85.19	19.99	49	118

<b>Clínicamente aceptable (alguna medida)</b>	<b>N</b>	<b>Media</b>	<b>DT</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>
NO	55	109.84	22.57	11	195
SI	545	85.34	18.45	40	118

**Estadística Descriptiva**  
**Datos unidos por secuencia**  
**Toda la población**

<b>Cerámica</b>	<b>N</b>	<b>Media</b>	<b>DT</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>
ProCad	30	91.47	13.67	69	110.8
In-Ceram Zirconia	30	80.29	15.67	51.8	106
IPS Empress II	30	85.19	14.50	61	110.2
Vitablock Mark II	30	93.39	13.45	61.8	126.4

<b>Operador</b>	<b>N</b>	<b>Media</b>	<b>DT</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>
CEREC 3D	60	92.43	13.48	61.8	126.4
CEREC in-Lab	30	80.29	15.67	51.8	106
Manual	30	85.19	14.50	61	110.2

<b>Clínicamente aceptable (alguna medida)</b>	<b>N</b>	<b>Media</b>	<b>DT</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>
NO	11	109.84	11.60	85.2	126.4
SI	109	85.34	13.53	51.8	110.2

---

<b>Clínicamente aceptable (media)</b>	<b>N</b>	<b>Media</b>	<b>DT</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>
NO	2	126.30	0.14	126.2	126.4
SI	118	86.93	14.34	51.8	119.6

---

### Estadística Descriptiva

#### Datos sin juntar

#### Restauraciones clínicamente aceptables

---

<b>Cerámica</b>	<b>N</b>	<b>Media</b>	<b>DT</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>
ProCad	26	88.71	12.52	69	110.2
In-Ceram Zirconia	28	78.51	14.65	51.8	104.4
IPS Empress II	30	85.19	14.50	61	110.2
Vitablock Mark II	25	89.66	8.88	61.8	105

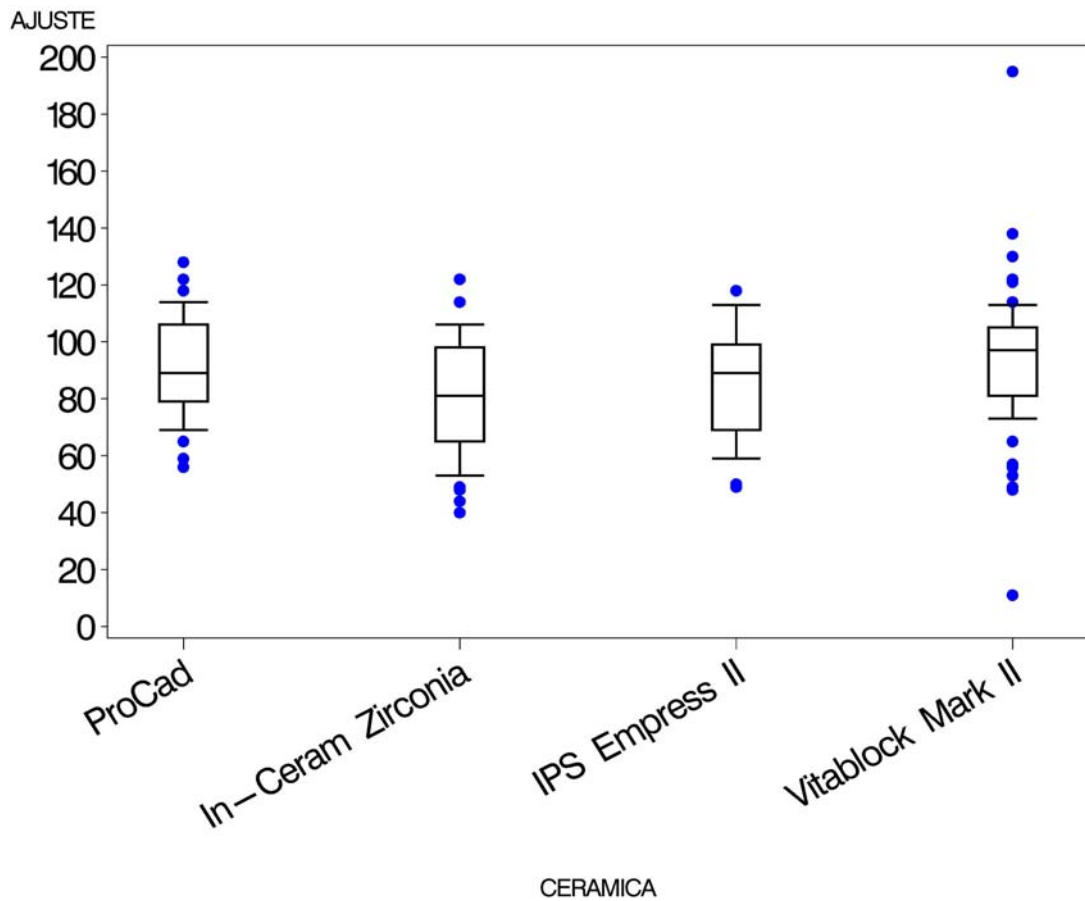
---

---

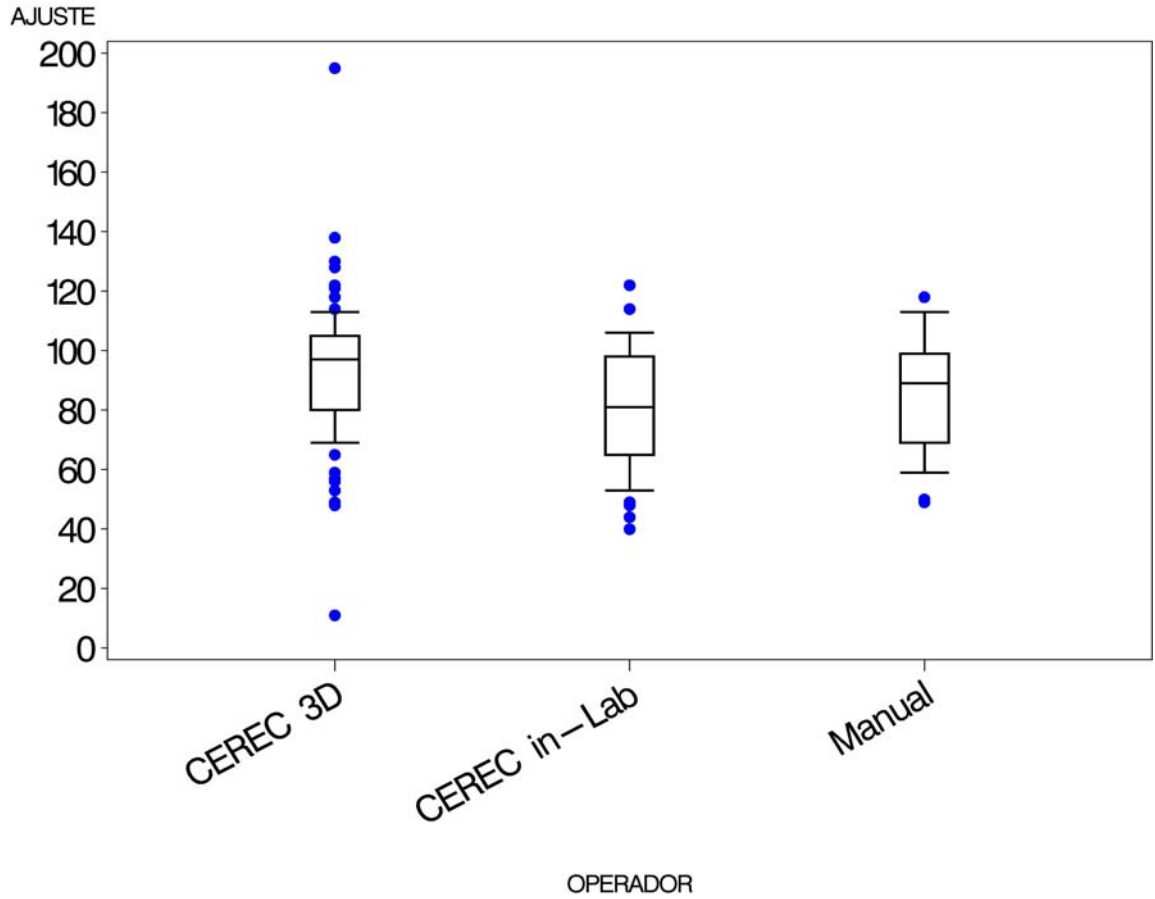
<b>Operador</b>	<b>N</b>	<b>Media</b>	<b>DT</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>
CEREC 3D	51	89.18	10.79	61.8	110.2
CEREC in-Lab	28	78.51	14.65	51.8	104.4
Manual	30	85.19	14.50	61	110.2

---

**Estadística Descriptiva**  
**Gráficas**  
**Ajuste absoluto marginal por cerámica**



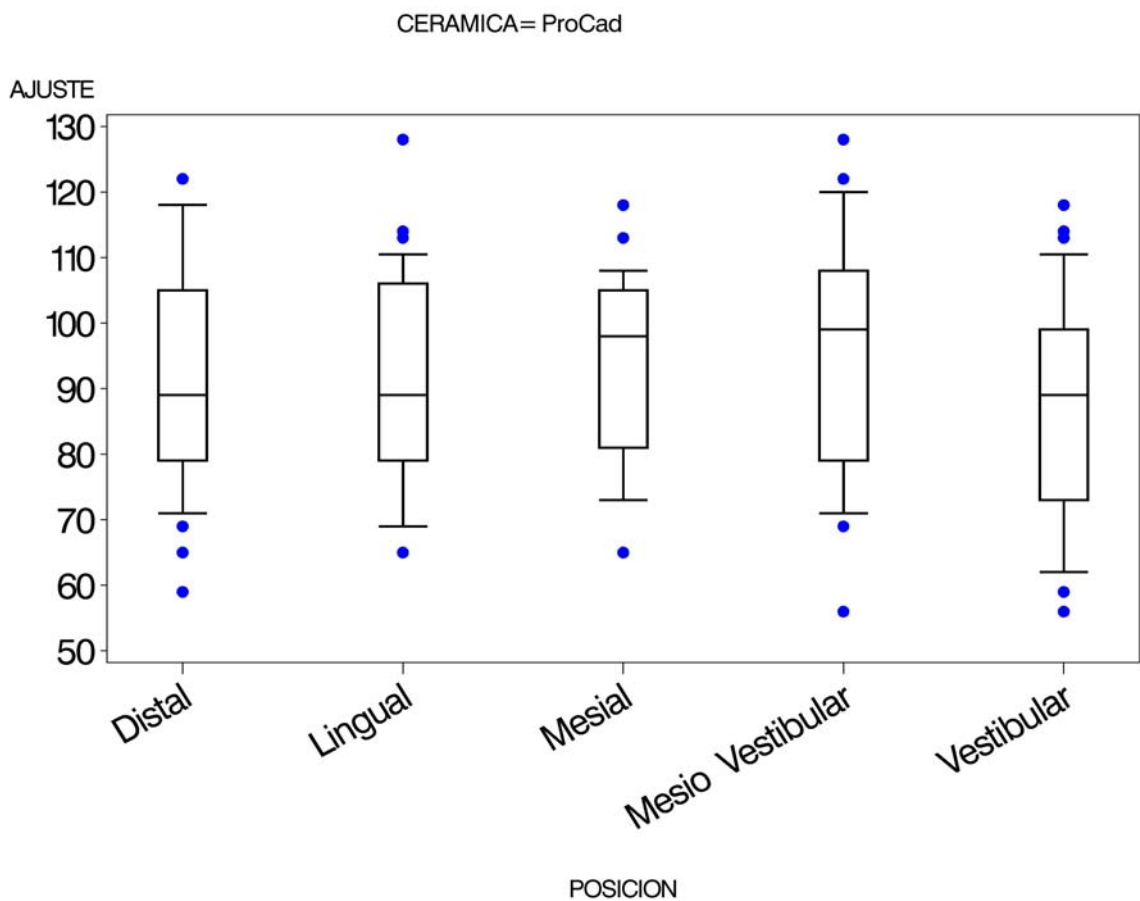
**Estadística Descriptiva**  
**Gráficas**  
**Ajuste absoluto marginal por operador**

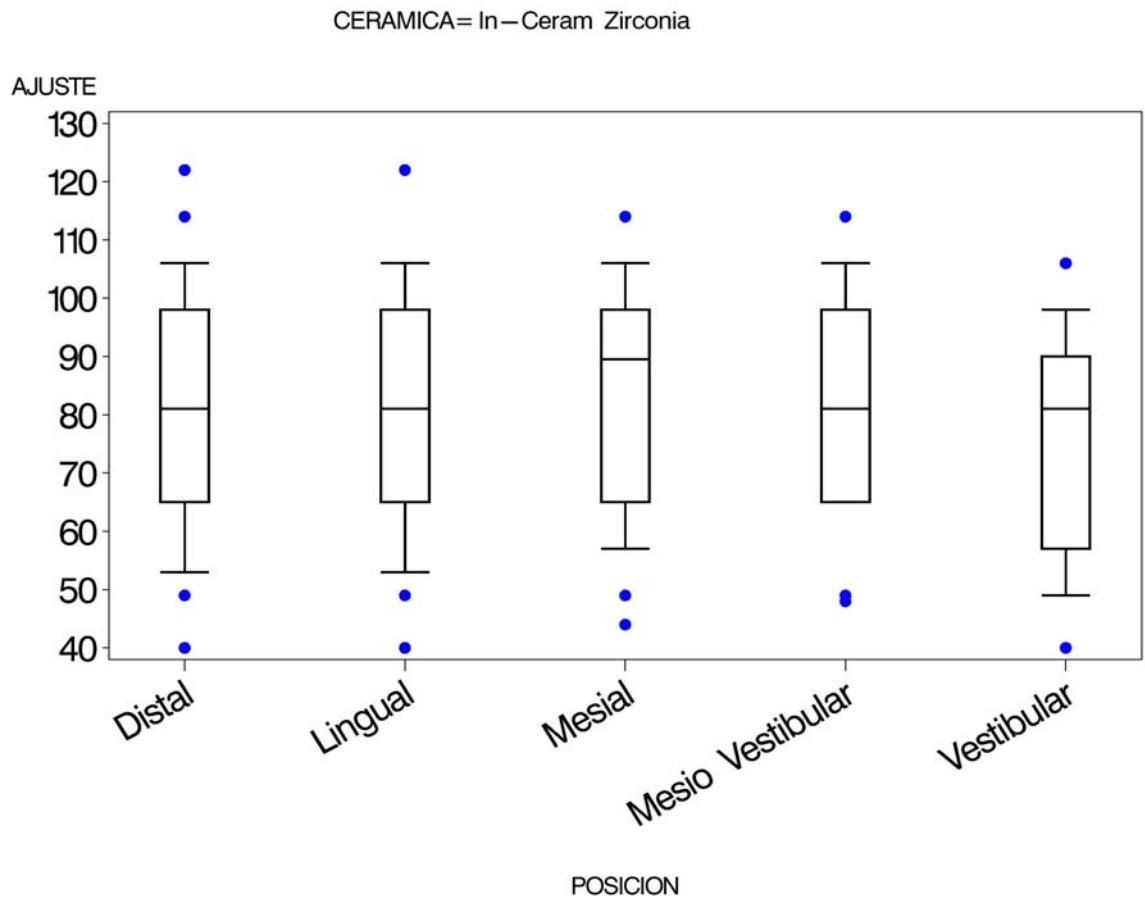


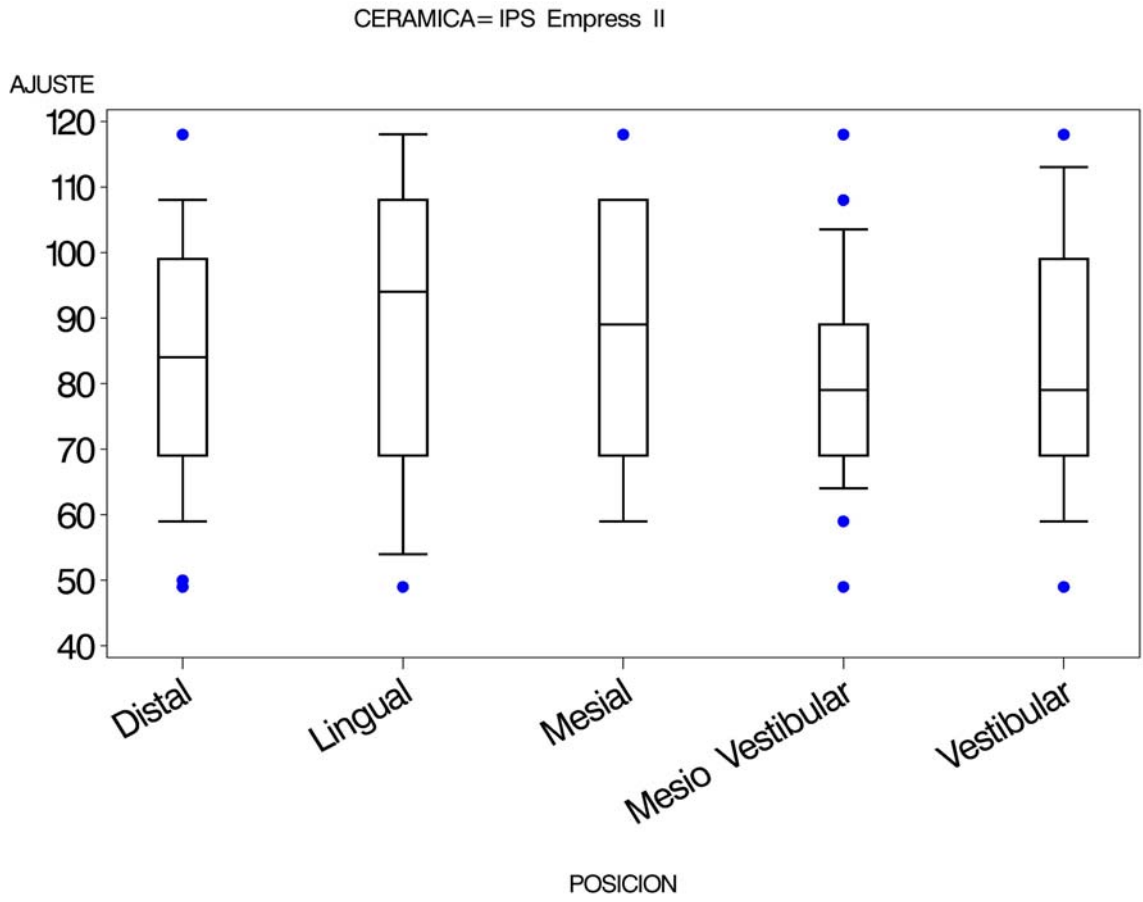
## Estadística Descriptiva

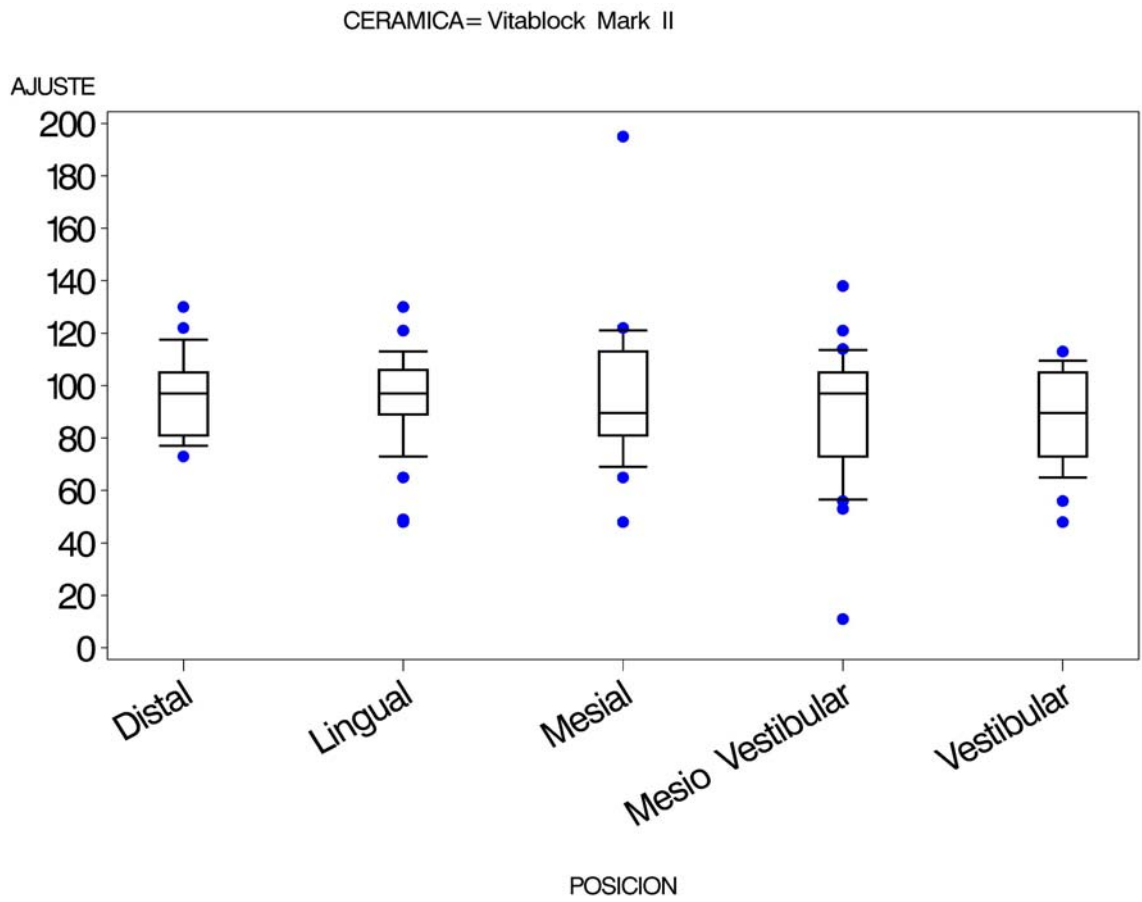
### Gráficas

#### Ajuste absoluto marginal por cerámica y posición de medida





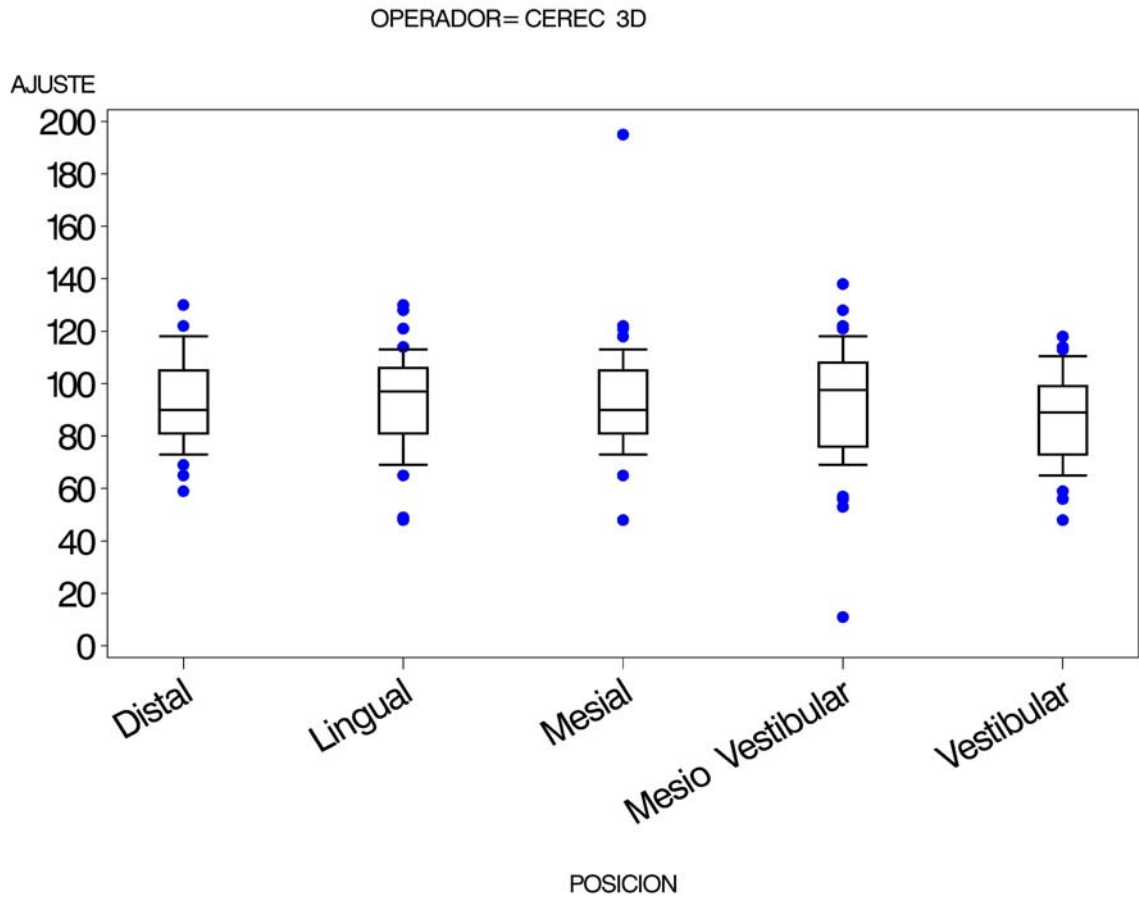


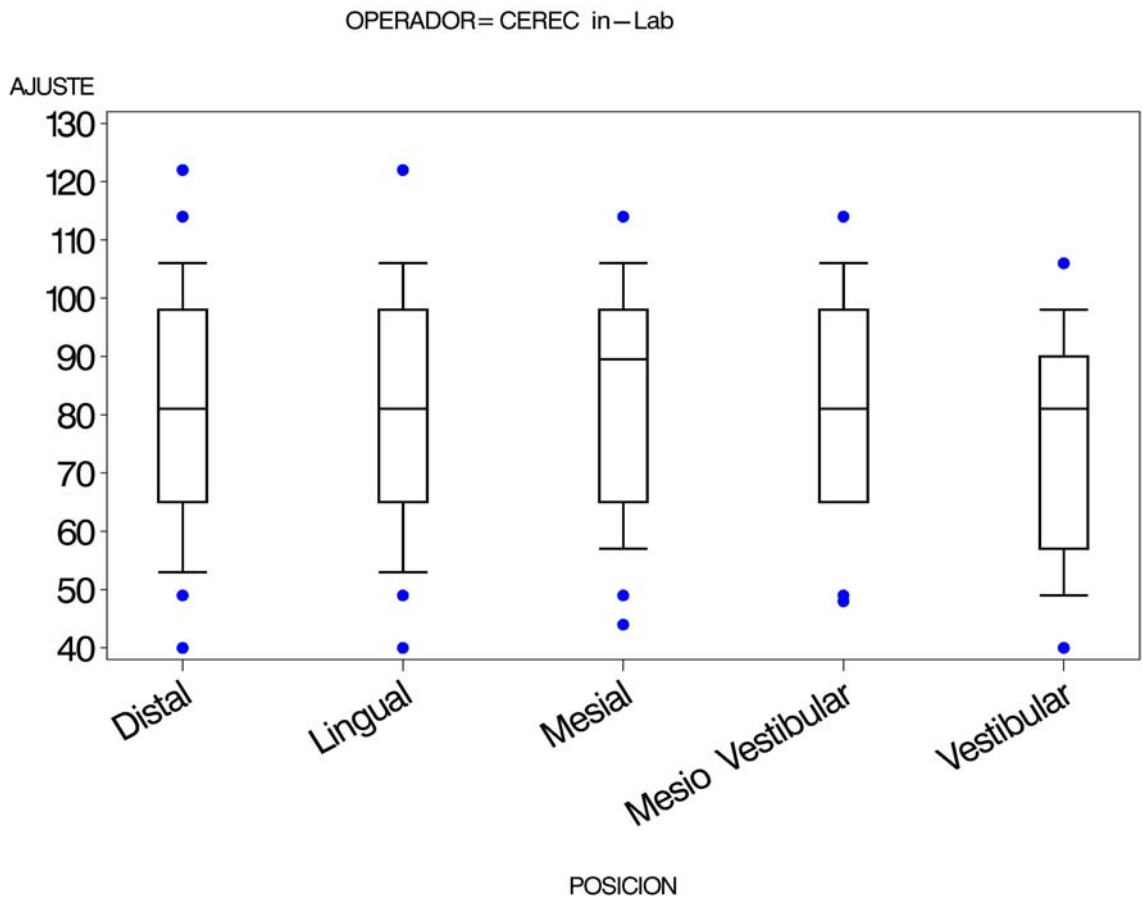


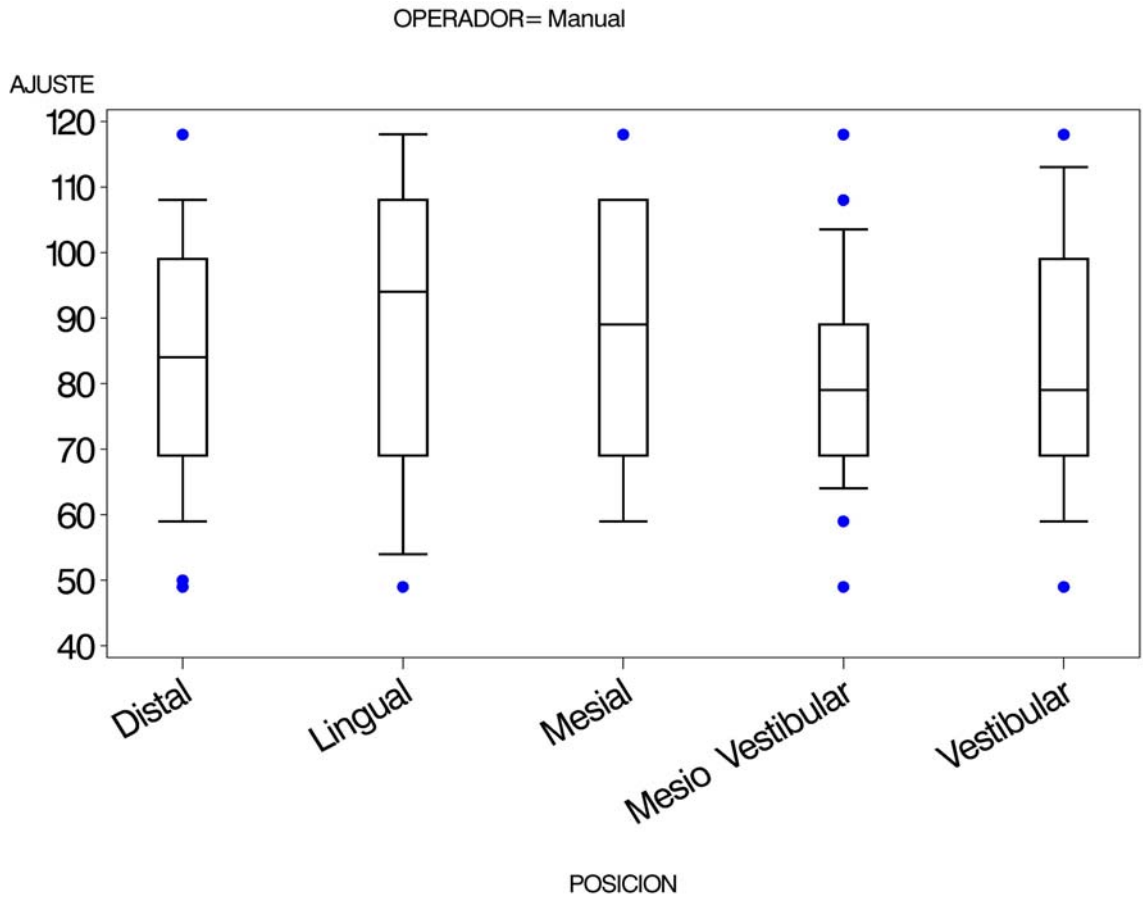
## Estadística Descriptiva

### Gráficas

#### Ajuste absoluto marginal por operador y posición de medida







### Análisis principal

#### Sistema cerámico

Cerámica	NO	SI	Total
ProCad	4 ( 13.33%)	26 ( 86.67%)	30
In-Ceram Zirconia	2 ( 6.67%)	28 ( 93.33%)	30
IPS Empress II	0 ( 0.00%)	30 (100.00%)	30
Vitablock Mark II	5 ( 16.67%)	25 ( 83.33%)	30
Total	11	109	120

Test de independencia	P-valor
Test exacto de razón de verosimilitud	0.041

#### Comparaciones múltiples

Cerámica 1	Cerámica 2	P-valores <sup>1</sup>	
		Sin ajustar	Ajustado por Bonferroni
ProCad	In-Ceram Zirconia	0.385	1.000
	IPS Empress II	0.015	0.090
	Vitablock Mark II	0.717	1.000

---

Cerámica 1	Cerámica 2	P-valores <sup>1</sup>	
		Sin ajustar	Ajustado por Bonferroni
In-Ceram Zirconia	IPS Empress II	0.091	0.552
	Vitablock Mark II	0.221	1.000
IPS Empress II	Vitablock Mark II	0.006	0.036

---

<sup>1</sup> Test exacto de razón de verosimilitud

**Análisis principal**  
**Método de confección**

Operador	NO	SI	Total
CEREC 3D	9 ( 15.00%)	51 ( 85.00%)	60
CEREC in-Lab	2 ( 6.67%)	28 ( 93.33%)	30
Manual	0 ( 0.00%)	30 (100.00%)	30
Total	11	109	120

Test de independencia	P-valor
Test exacto de razón de verosimilitud	0.017

**Comparaciones múltiples**

Cerámica 1	Cerámica 2	P-valores <sup>1</sup>	
		Sin ajustar	Ajustado por Bonferroni
CEREC 3D	CEREC in-Lab	0.234	0.702
	Manual	0.005	0.015
CEREC in-Lab	Manual	0.092	0.276

<sup>1</sup> Test exacto de razón de verosimilitud

**Restauraciones clinicamente aceptables según medidas individuales**

**Análisis secundario  
Sistema Cerámico  
ANOVA - Ajuste absoluto marginal medio**

**Dependent Variable: media Discrepancia media**

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
<b>Model</b>	3	2067.5353	689.17845	4.09	0.008
		5			7
<b>Error</b>	10	17709.305	168.66005		
	5	01			
<b>Corrected Total</b>	10	19776.840			
	8	37			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	media Mean
0.104543	15.21795	12.98692	85.33945

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
<b>ceramica</b>	3	2067.5353	689.178451	4.09	0.008
		53			7

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
ceramica	3	2067.535353	689.178451	4.09	0.0087

### Least Squares Means

Adjustment for Multiple Comparisons: Tukey-Kramer

ceramica	media LSMEAN	LSMEAN Number
IPS Empress II	85.1866667	1
In-Ceram Zirconia	78.5142857	2
ProCad	88.7076923	3
Vitablock Mark II	89.6640000	4

### Least Squares Means for effect ceramica Pr > |t| for H0: LSMean(i)=LSMean(j)

Dependent Variable: media				
i/j	1	2	3	4
1		0.2117	0.7429	0.5820
2	0.2117		0.0244	0.0123
3	0.7429	0.0244		0.9936
4	0.5820	0.0123	0.9936	

### Least Squares Means

ceramica	media LSMEAN	95% Confidence Limits	
IPS Empress II	85.186667	80.4852 61	89.8880 72
In-Ceram Zirconia	78.514286	73.6478 68	83.3807 03
ProCad	88.707692	83.6575 72	93.7578 12
Vitablock Mark II	89.664000	84.5138 68	94.8141 32

### Least Squares Means

#### Adjustment for Multiple Comparisons: Tukey-Kramer

Least Squares Means for Effect ceramica					
i	j	Difference Between Means	Simultaneous 95% Confidence Limits for LSMean(i)-LSMean(j)		
1	2	6.672381	-2.236651	15.581413	
1	3	-3.521026	-	5.563513	
			12.60556		4
1	4	-4.477333	-	4.704023	
			13.65869		0
2	3	-	-	-0.959460	
		10.19340	19.42735		
		7	3		

**Least Squares Means for Effect  
ceramica**

i	j	Difference Between Means	Simultaneous 95% Confidence Limits for LSMean(i)-LSMean(j)
2	4	-	- -1.820500
		11.14971	20.47892
		4	8
3	4	-0.956308	- 8.540651
			10.45326
			7

**Bartlett's Test for Homogeneity of  
media Variance**

Source	DF	Chi-Square	Pr > ChiSq
ceramica	3	7.0369	0.0707

**Least Squares Means**  
**Adjustment for Multiple Comparisons: Bonferroni**

**Least Squares Means for effect ceramica**  
**Pr > |t| for H0: LSMean(i)=LSMean(j)**

**Dependent Variable: media**

i/j	1	2	3	4
1		0.3193	1.0000	1.0000
2	0.3193		0.0288	0.0140
3	1.0000	0.0288		1.0000
4	1.0000	0.0140	1.0000	

**Least Squares Means**

ceramica	media LSMEAN	95% Confidence Limits	
IPS Empress II	85.186667	80.4852 61	89.8880 72
In-Ceram Zirconia	78.514286	73.6478 68	83.3807 03
ProCad	88.707692	83.6575 72	93.7578 12
Vitablock Mark II	89.664000	84.5138 68	94.8141 32

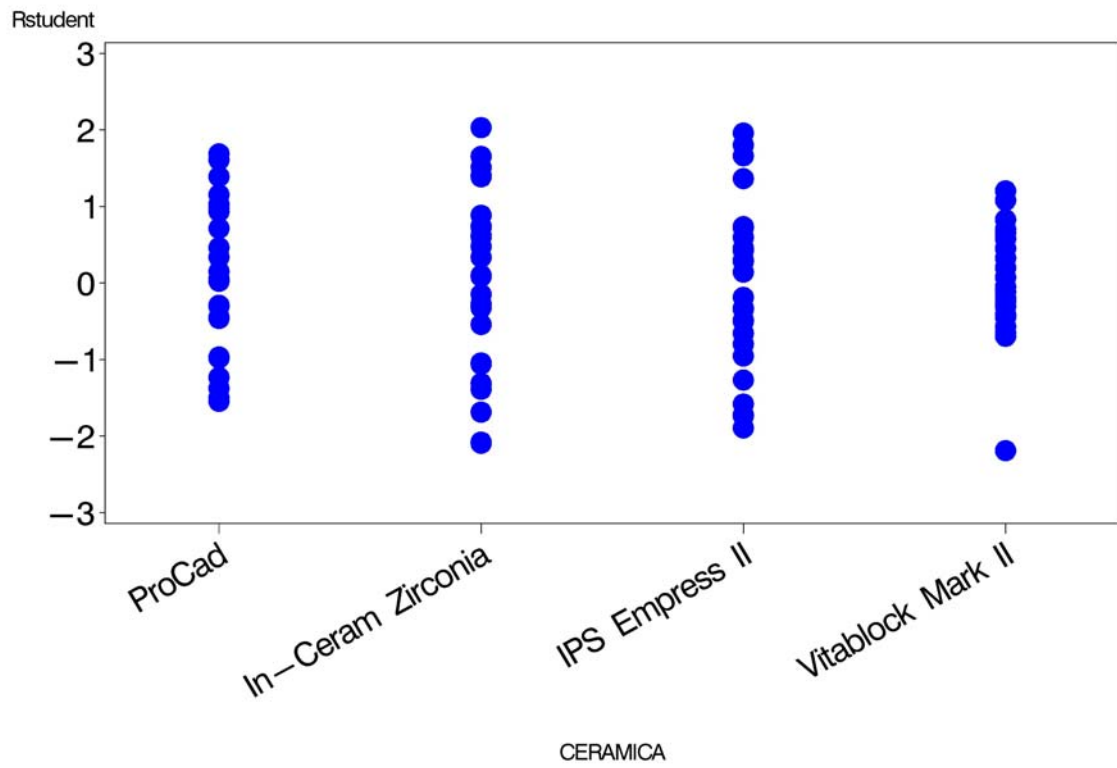
**Least Squares Means**  
**Adjustment for Multiple Comparisons: Bonferroni**

---

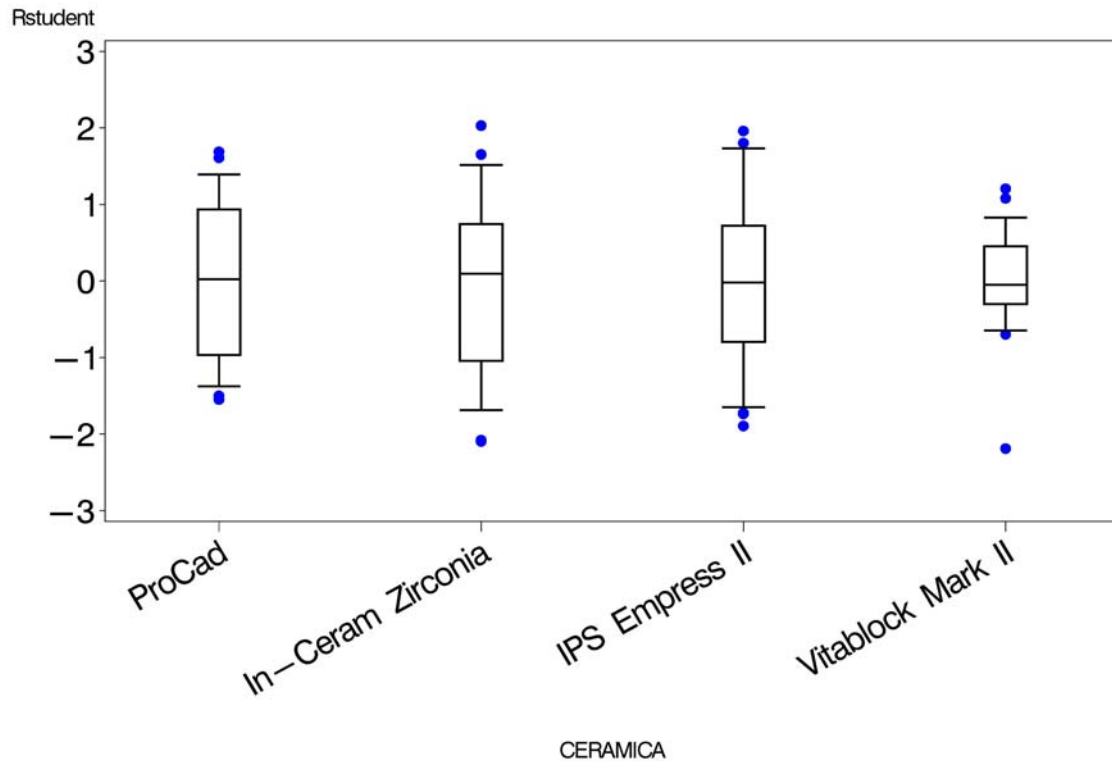
<b>Least Squares Means for Effect ceramica</b>				
<b>i</b>	<b>j</b>	<b>Difference Between Means</b>	<b>Simultaneous 95% Confidence Limits for LSMean(i)-LSMean(j)</b>	
1	2	6.672381	-2.504550	15.849312
1	3	-3.521026	-	5.836689
			12.87874	1
1	4	-4.477333	-	4.980111
			13.93477	8
2	3	-	-	-0.681791
		10.19340	19.70502	
		7	2	
2	4	-	-	-1.539966
		11.14971	20.75946	
		4	3	
3	4	-0.956308	-	8.826230
			10.73884	5

---

GRAFICO DE PUNTOS: ERRORES ESTIMADOS POR CERAMICA



BOXPLOT: ERRORES ESTIMADOS POR CERAMICA



Variable: r

Tests for Normality				
Test	Statistic		p Value	
Shapiro-Wilk	W	0.9863	Pr < W	0.3364
		8		
Kolmogorov-Smirnov	D	0.0415	Pr > D	>0.150
		03		0
Cramer-von Mises	W-Sq	0.0258	Pr > W-Sq	>0.250
		73		0
Anderson-Darling	A-Sq	0.2384	Pr > A-Sq	>0.250
		1		0

## Análisis secundario

### Sistema Cerámico

#### Análisis previos - Asociación entre las 5 medidas por sistema cerámico

#### Cerámica=ProCad

---

Simple Statistics							
Variable	N	Mean	Std Dev	Median	Minimum	Maximum	Label
m1	2	83.192	16.265	81.000	56.00000	114.0000	Vestibular
	6	31	35	00		0	
m2	2	88.653	15.768	89.000	65.00000	114.0000	Lingual
	6	85	18	00		0	
m3	2	91.653	13.368	93.500	65.00000	113.0000	Mesial
	6	85	45	00		0	
m4	2	89.461	16.471	89.000	59.00000	118.0000	Distal
	6	54	14	00		0	
m5	2	90.576	17.449	94.000	56.00000	118.0000	Mesio
	6	92	75	00		0	Vestibular

---

**Cerámica=ProCad**

<b>Spearman Correlation Coefficients, N = 26</b>					
<b>Prob &gt;  r  under H0: Rho=0</b>					
	<b>m1</b>	<b>m2</b>	<b>m3</b>	<b>m4</b>	<b>m5</b>
<b>m1</b>	1.0000	0.6412	0.5025	0.7203	0.3779
Vestibular	0	5	2	3	6
		0.0004	0.0089	<.0001	0.0569
<b>m2</b>	0.6412	1.0000	0.4057	0.6191	0.3287
Lingual	5	0	6	1	3
	0.0004		0.0397	0.0007	0.1011
<b>m3</b>	0.5025	0.4057	1.0000	0.4457	0.3218
Mesial	2	6	0	8	3
	0.0089	0.0397		0.0225	0.1089
<b>m4</b>	0.7203	0.6191	0.4457	1.0000	0.7606
Distal	3	1	8	0	2
	<.0001	0.0007	0.0225		<.0001
<b>m5</b>	0.3779	0.3287	0.3218	0.7606	1.0000
Mesio	6	3	3	2	0
Vestibular	0.0569	0.1011	0.1089	<.0001	

**Cerámica=In-Ceram Zirconia**

---

Simple Statistics							
Variable	N	Mean	Std Dev	Median	Minimum	Maximum	Label
m1	2	73.571	19.596	77.000	40.00000	106.0000	Vestibular
	8	43	73	00		0	
m2	2	78.464	18.705	81.000	40.00000	106.0000	Lingual
	8	29	28	00		0	
m3	2	82.178	18.903	89.500	44.00000	114.0000	Mesial
	8	57	37	00		0	
m4	2	78.750	20.028	81.000	40.00000	106.0000	Distal
	8	00	91	00		0	
m5	2	79.607	17.114	81.000	48.00000	106.0000	Mesio
	8	14	73	00		0	Vestibular

---

**Cerámica=In-Ceram Zirconia**

<b>Spearman Correlation Coefficients, N = 28</b>					
<b>Prob &gt;  r  under H0: Rho=0</b>					
	<b>m1</b>	<b>m2</b>	<b>m3</b>	<b>m4</b>	<b>m5</b>
<b>m1</b>	1.0000	0.7015	0.4861	0.6050	0.3006
Vestibular	0	1	9	5	8
		<.0001	0.0087	0.0006	0.1200
<b>m2</b>	0.7015	1.0000	0.5747	0.5543	0.4546
Lingual	1	0	0	5	4
	<.0001		0.0014	0.0022	0.0151
<b>m3</b>	0.4861	0.5747	1.0000	0.5121	0.3113
Mesial	9	0	0	7	9
	0.0087	0.0014		0.0053	0.1067
<b>m4</b>	0.6050	0.5543	0.5121	1.0000	0.5135
Distal	5	5	7	0	7
	0.0006	0.0022	0.0053		0.0052
<b>m5</b>	0.3006	0.4546	0.3113	0.5135	1.0000
Mesio	8	4	9	7	0
Vestibular	0.1200	0.0151	0.1067	0.0052	

**Cerámica=IPS Empress II**

---

Simple Statistics							
Variable	N	Mean	Std Dev	Median	Minimum	Maximum	Label
m1	3	82.833	19.122	79.000	49.00000	118.0000	Vestibular
	0	33	26	00		0	
m2	3	89.000	22.886	94.000	49.00000	118.0000	Lingual
	0	00	53	00		0	
m3	3	87.066	20.202	89.000	59.00000	118.0000	Mesial
	0	67	31	00		0	
m4	3	85.466	20.370	84.000	49.00000	118.0000	Distal
	0	67	25	00		0	
m5	3	81.566	17.405	79.000	49.00000	118.0000	Mesio
	0	67	28	00		0	Vestibular

---

**Cerámica=IPS Empress II**

<b>Spearman Correlation Coefficients, N = 30</b>					
<b>Prob &gt;  r  under H0: Rho=0</b>					
	<b>m1</b>	<b>m2</b>	<b>m3</b>	<b>m4</b>	<b>m5</b>
<b>m1</b>	1.0000	0.5743	0.3548	0.5620	0.0041
Vestibular	0	3	3	7	6
		0.0009	0.0543	0.0012	0.9826
<b>m2</b>	0.5743	1.0000	0.5381	0.7358	0.1852
Lingual	3	0	4	8	1
	0.0009		0.0022	<.0001	0.3272
<b>m3</b>	0.3548	0.5381	1.0000	0.3606	0.1950
Mesial	3	4	0	8	5
	0.0543	0.0022		0.0502	0.3016
<b>m4</b>	0.5620	0.7358	0.3606	1.0000	0.2799
Distal	7	8	8	0	9
	0.0012	<.0001	0.0502		0.1340
<b>m5</b>	0.0041	0.1852	0.1950	0.2799	1.0000
Mesio	6	1	5	9	0
Vestibular	0.9826	0.3272	0.3016	0.1340	

**Cerámica=Vitablock Mark II**

---

Simple Statistics							
Variable	N	Mean	Std Dev	Median	Minimum	Maximum	Label
m1	2	85.160	17.033	89.000	48.00000	113.0000	Vestibular
	5	00	50	00		0	
m2	2	90.680	16.650	90.000	48.00000	113.0000	Lingual
	5	00	13	00		0	
m3	2	88.720	16.853	89.000	48.00000	113.0000	Mesial
	5	00	59	00		0	
m4	2	92.920	12.439	90.000	73.00000	113.0000	Distal
	5	00	59	00		0	
m5	2	90.840	18.546	97.000	53.00000	114.0000	Mesio
	5	00	52	00		0	Vestibular

---

**Cerámica=Vitablock Mark II**

<b>Spearman Correlation Coefficients, N = 25</b>					
<b>Prob &gt;  r  under H0: Rho=0</b>					
	<b>m1</b>	<b>m2</b>	<b>m3</b>	<b>m4</b>	<b>m5</b>
<b>m1</b>	1.0000	0.3165	0.3079	0.1864	0.1591
Vestibular	0	4	6	6	8
		0.1232	0.1342	0.3722	0.4473
<b>m2</b>	0.3165	1.0000	0.2006	0.0021	-
Lingual	4	0	8	8	0.1462
	0.1232		0.3361	0.9917	9
					0.4853
<b>m3</b>	0.3079	0.2006	1.0000	0.1885	-
Mesial	6	8	0	9	0.2422
	0.1342	0.3361		0.3666	8
					0.2433
<b>m4</b>	0.1864	0.0021	0.1885	1.0000	0.1619
Distal	6	8	9	0	4
	0.3722	0.9917	0.3666		0.4393
<b>m5</b>	0.1591	-	-	0.1619	1.0000
Mesio	8	0.1462	0.2422	4	0
Vestibular	0.4473	9	8	0.4393	
		0.4853	0.2433		

**Análisis secundario**  
**Sistema Cerámico**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo A**  
**Con interacción**

---

<b>Fit Statistics</b>	
<b>-2 Log Likelihood</b>	4668. 5
<b>AIC (smaller is better)</b>	4716. 5
<b>AICC (smaller is better)</b>	4718. 8
<b>BIC (smaller is better)</b>	4781. 1

---

---

<b>Null Model Likelihood Ratio Test</b>		
<b>DF</b>	<b>Chi-Square</b>	<b>Pr &gt; ChiSq</b>
3	10.36	0.0157

---

<b>Type 3 Tests of Fixed Effects</b>				
<b>Effect</b>	<b>Num DF</b>	<b>Den DF</b>	<b>F Value</b>	<b>Pr &gt; F</b>
<b>ceramica</b>	3	105	11.14	<.000 1
<b>medida</b>	4	420	2.22	0.066 1
<b>ceramica*medida</b>	12	420	0.38	0.969 7

**Análisis secundario**  
**Sistema Cerámico**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo A**  
**Sin interacción**

<b>Fit Statistics</b>	
<b>-2 Log Likelihood</b>	4673. 0
<b>AIC (smaller is better)</b>	4697. 0
<b>AICC (smaller is better)</b>	4697. 6
<b>BIC (smaller is better)</b>	4729. 3

---

<b>Null Model Likelihood Ratio Test</b>		
<b>DF</b>	<b>Chi-Square</b>	<b>Pr &gt; ChiSq</b>
3	10.52	0.0146

---

---

<b>Type 3 Tests of Fixed Effects</b>				
<b>Effect</b>	<b>Num Den</b>		<b>F Value</b>	<b>Pr &gt; F</b>
	<b>DF</b>	<b>DF</b>		
<b>ceramica</b>	3	105	11.08	<.0001
<b>medida</b>	4	432	2.32	0.0564

---

**Análisis secundario**  
**Sistema Cerámico**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo B**  
**Con interacción**

---

<b>Fit Statistics</b>	
<b>-2 Log Likelihood</b>	4523. 8
<b>AIC (smaller is better)</b>	4593. 8
<b>AICC (smaller is better)</b>	4598. 8
<b>BIC (smaller is better)</b>	4688. 0

---

---

<b>Null Model Likelihood Ratio Test</b>		
<b>DF</b>	<b>Chi-Square</b>	<b>Pr &gt; ChiSq</b>
14	155.00	<.0001

---

<b>Type 3 Tests of Fixed Effects</b>				
<b>Effect</b>	<b>Num DF</b>	<b>Den DF</b>	<b>F Value</b>	<b>Pr &gt; F</b>
<b>ceramica</b>	3	105	4.24	0.007 2
<b>medida</b>	4	105	4.36	0.002 6
<b>ceramica*medida</b>	12	105	0.54	0.881 1

**Análisis secundario**  
**Sistema Cerámico**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo B**  
**Sin interacción**

<b>Fit Statistics</b>	
<b>-2 Log Likelihood</b>	4530. 3
<b>AIC (smaller is better)</b>	4576. 3
<b>AICC (smaller is better)</b>	4578. 4
<b>BIC (smaller is better)</b>	4638. 2

---

<b>Null Model Likelihood Ratio Test</b>		
<b>DF</b>	<b>Chi-Square</b>	<b>Pr &gt; ChiSq</b>
14	153.30	<.0001

---

---

<b>Type 3 Tests of Fixed Effects</b>				
<b>Effect</b>	<b>Num Den</b>		<b>F Value</b>	<b>Pr &gt; F</b>
	<b>DF</b>	<b>DF</b>		
<b>ceramica</b>	3	105	4.28	0.0069
<b>medida</b>	4	105	4.32	0.0028

---

**Análisis secundario**  
**Sistema Cerámico**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo C**  
**Con interacción**

---

<b>Fit Statistics</b>	
<b>-2 Log Likelihood</b>	4468. 2
<b>AIC (smaller is better)</b>	4628. 2
<b>AICC (smaller is better)</b>	4656. 2
<b>BIC (smaller is better)</b>	4843. 5

---

---

<b>Null Model Likelihood Ratio Test</b>		
<b>DF</b>	<b>Chi-Square</b>	<b>Pr &gt; ChiSq</b>
59	210.62	<.0001

---

<b>Type 3 Tests of Fixed Effects</b>				
<b>Effect</b>	<b>Num Den</b>		<b>F Value</b>	<b>Pr &gt; F</b>
	<b>DF</b>	<b>DF</b>		
<b>ceramica</b>	3	105	4.33	0.0064
<b>medida</b>	4	420	4.40	0.0017
<b>ceramica*medida</b>	12	420	0.57	0.8632

**Análisis secundario**  
**Sistema Cerámico**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo C**  
**Sin interacción**

<b>Fit Statistics</b>	
<b>-2 Log Likelihood</b>	4474.9
<b>AIC (smaller is better)</b>	4610.9
<b>AICC (smaller is better)</b>	4630.6
<b>BIC (smaller is better)</b>	4793.9

---

<b>Null Model Likelihood Ratio Test</b>		
<b>DF</b>	<b>Chi-Square</b>	<b>Pr &gt; ChiSq</b>
59	208.69	<.0001

---

---

<b>Type 3 Tests of Fixed Effects</b>				
<b>Effect</b>	<b>Num Den</b>		<b>F Value</b>	<b>Pr &gt; F</b>
	<b>DF</b>	<b>DF</b>		
<b>ceramica</b>	3	105	4.90	0.003
				2
<b>medida</b>	4	432	5.19	0.000
				4

---

**Análisis secundario**  
**Sistema Cerámico**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo B**  
**Modelo final - estimación de parámetros**

---

<b>Fit Statistics</b>	
<b>-2 Log Likelihood</b>	4530. 3
<b>AIC (smaller is better)</b>	4576. 3
<b>AICC (smaller is better)</b>	4578. 4
<b>BIC (smaller is better)</b>	4638. 2

---

---

<b>Null Model Likelihood Ratio Test</b>		
<b>DF</b>	<b>Chi-Square</b>	<b>Pr &gt; ChiSq</b>
14	153.30	<.0001

---

Solution for Fixed Effects							
Effect	Secuencia	Cerámica	Estimate	Standard Error	DF	t Value	Pr >  t
Intercept			84.9561	2.7315	10	31.10	<.000
					5		1
ceramica		IPS Empress II	-4.8387	3.2802	10	-1.48	0.143
					5		2
ceramica		In-Ceram Zirconia	-10.0403	3.3330	10	-3.01	0.003
					5		2
ceramica		ProCad	0.1183	3.3930	10	0.03	0.972
					5		2
ceramica		Vitablock Mark II	0				
medida	Distal		5.3303	1.6186	10	3.29	0.001
					5		4
medida	Lingual		5.5229	1.6279	10	3.39	0.001
					5		0
medida	Mesial		6.2110	1.8678	10	3.33	0.001
					5		2
medida	Mesio Vestibular		4.2661	2.1558	10	1.98	0.050
					5		5
medida	Vestibular		0				

Type 3 Tests of Fixed Effects				
Effect	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
ceramica	3	105	4.28	0.006
				9
medida	4	105	4.32	0.002
				8

**Análisis secundario**  
**Sistema Cerámico**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo B**  
**Modelo final - Estimación de la matriz de var-cov**

<b>Nivel</b>	<b>Est.</b>	<b>Vestibular</b>	<b>Lingual</b>	<b>Mesial</b>	<b>Distal</b>	<b>Mesio_Vestibular</b>
Vestibular	Coef.	320.29				
	P-valor	<.001				
Lingual	Coef.	190.25	349.07			
	P-valor	<.001	<.001			
Mesial	Coef.	121.23	147.24	302.44		
	P-valor	<.001	<.001	<.001		
Distal	Coef.	171.56	190.04	119.74	308.41	
	P-valor	<.001	<.001	<.001	<.001	
Mesio Vestibular	Coef.	57.79	77.84	36.64	132.56	301.88
	P-valor	0.057	0.015	0.210	<.001	<.001

**Análisis secundario**

**Sistema Cerámico**

**Modelo con efectos mixtos - Modelo B**

**Modelo final - Diferencia entre medias y IC ajustados por Tukey**

<b>Efecto</b>	<b>Valor 1</b>	<b>Valor 2</b>	<b>Coef. ajustado</b>	<b>Pvalor</b>	<b>IC inf. ajustado</b>	<b>IC sup. ajustado</b>
Cerámica	IPS Empress II	In-Ceram Zirconia	5.20	0.364	-3.11	13.51
	IPS Empress II	ProCad	-4.96	0.425	-13.43	3.52
	IPS Empress II	Vitablock Mark II	-4.84	0.456	-13.40	3.72
	In-Ceram Zirconia	ProCad	-10.16	0.014	-18.77	-1.55
	In-Ceram Zirconia	Vitablock Mark II	-10.04	0.017	-18.74	-1.34
	ProCad	Vitablock Mark II	0.12	1.000	-8.74	8.98
Posición	Distal	Lingual	-0.19	1.000	-4.62	4.24
	Distal	Mesial	-0.88	0.989	-6.00	4.24
	Distal	Mesio Vestibular	1.06	0.975	-3.88	6.00
	Distal	Vestibular	5.33	0.012	0.84	9.82
	Lingual	Mesial	-0.69	0.996	-5.71	4.34
	Lingual	Mesio Vestibular	1.26	0.976	-4.66	7.17
	Lingual	Vestibular	5.52	0.008	1.00	10.04
	Mesial	Mesio Vestibular	1.94	0.903	-4.18	8.07
	Mesial	Vestibular	6.21	0.010	1.03	11.40
	Mesio Vestibular	Vestibular	4.27	0.284	-1.72	10.25

**Análisis secundario**  
**Método de confección**  
**ANOVA - Ajuste absoluto marginal medio**

**Dependent Variable: media Discrepancia media**

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
<b>Model</b>	2	2055.8796	1027.93982	6.15	0.003
		5			0
<b>Error</b>	10	17720.960	167.17887		
	6	72			
<b>Corrected Total</b>	10	19776.840			
	8	37			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	media Mean
0.103954	15.15098	12.92977	85.33945

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
<b>operador</b>	2	2055.8796	1027.939825	6.15	0.003
		50			0

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
<b>operador</b>	2	2055.8796	1027.939825	6.15	0.003
		50			0

**Least Squares Means**  
**Adjustment for Multiple Comparisons: Tukey-Kramer**

operador	media LSMEAN	LSMEAN Number
CEREC 3D	89.1764706	1
CEREC in-Lab	78.5142857	2
Manual	85.1866667	3

**Least Squares Means for effect operador**  
**Pr > |t| for H0: LSMean(i)=LSMean(j)**

Dependent Variable: media

i/j	1	2	3
1		0.0019	0.3758
2	0.0019		0.1263
3	0.3758	0.1263	

**Least Squares Means**

operador	media LSMEAN	95% Confidence Limits	
CEREC 3D	89.176471	85.5869	92.7660
		20	21
CEREC in-Lab	78.514286	73.6698	83.3587
		17	55
Manual	85.186667	80.5064	89.8668
		65	68

**Least Squares Means**  
**Adjustment for Multiple Comparisons: Tukey-Kramer**

Least Squares Means for Effect operador				
i	j	Difference Between Means	Simultaneous 95% Confidence Limits for LSMean(i)-LSMean(j)	
1	2	10.66218	3.433006	17.891364
		5		
1	3	3.989804	-3.082100	11.061708
2	3	-6.672381	-	1.403946
			14.74870	
			8	

Bartlett's Test for Homogeneity of media Variance			
Source	DF	Chi-Square	Pr > ChiSq
operador	2	4.5888	0.1008

**Least Squares Means**

**Adjustment for Multiple Comparisons: Bonferroni**

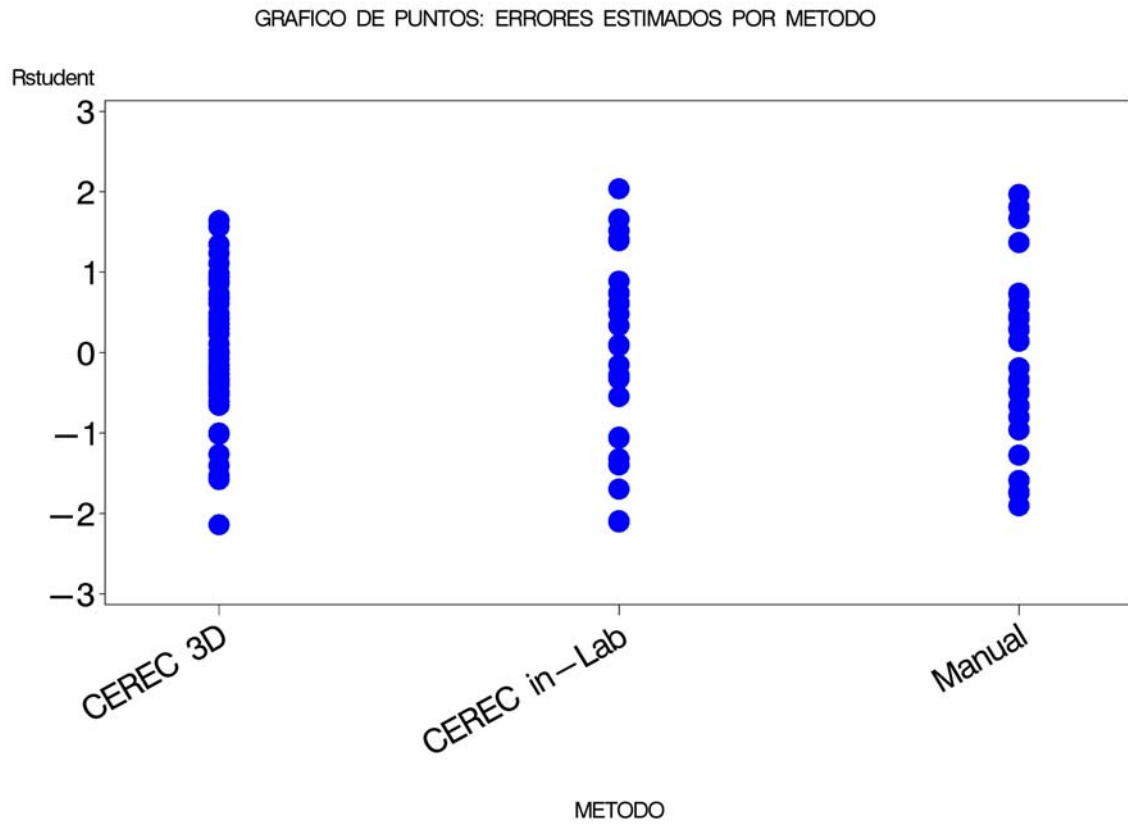
<b>Least Squares Means for effect operador</b>			
<b>Pr &gt;  t  for H0: LSMean(i)=LSMean(j)</b>			
<b>Dependent Variable: media</b>			
<b>i/j</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>
<b>1</b>		0.0020	0.5483
<b>2</b>	0.0020		0.1565
<b>3</b>	0.5483	0.1565	

**Least Squares Means**

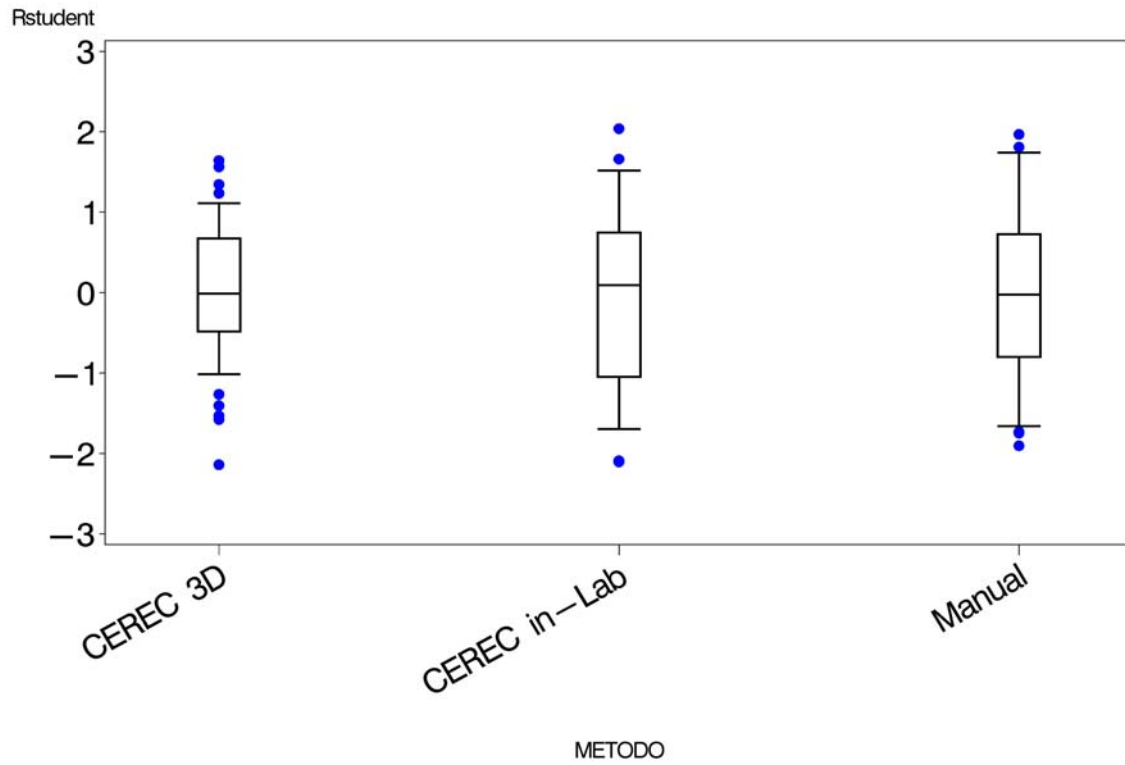
<b>operador</b>	<b>media LSMEAN</b>	<b>95% Confidence Limits</b>	
<b>CEREC 3D</b>	89.176471	85.5869 20	92.7660 21
<b>CEREC in-Lab</b>	78.514286	73.6698 17	83.3587 55
<b>Manual</b>	85.186667	80.5064 65	89.8668 68

**Least Squares Means**  
**Adjustment for Multiple Comparisons: Bonferroni**

<b>Least Squares Means for Effect</b>				
<b>operador</b>				
<b>i</b>	<b>j</b>	<b>Difference Between Means</b>	<b>Simultaneous 95% Confidence Limits for LSMean(i)-LSMean(j)</b>	
1	2	10.66218	3.264346	18.060023
		5		
1	3	3.989804	-3.247090	11.226698
2	3	-6.672381	-	1.592370
			14.93713	
			2	



BOXPLOT: ERRORES ESTIMADOS POR METODO



Variable: r

Tests for Normality				
Test	Statistic		p Value	
Shapiro-Wilk	W	0.9856	Pr < W	0.2951
		52		
Kolmogorov-Smirnov	D	0.0390	Pr > D	>0.150
		62		0
Cramer-von Mises	W-Sq	0.0264	Pr > W-Sq	>0.250
		1		0
Anderson-Darling	A-Sq	0.2515	Pr > A-Sq	>0.250
		7		0

**Análisis secundario**

**Método de construcción**

**Análisis previos - Asociación entre las 5 medidas por método de construcción**

**Operador=CEREC 3D**

---

Simple Statistics							
Variable	N	Mean	Std Dev	Median	Minimum	Maximum	Label
m1	5	84.156	16.508	81.000	48.00000	114.0000	Vestibular
	1	86	63	00		0	
m2	5	89.647	16.075	89.000	48.00000	114.0000	Lingual
	1	06	85	00		0	
m3	5	90.215	15.096	89.000	48.00000	113.0000	Mesial
	1	69	11	00		0	
m4	5	91.156	14.593	89.000	59.00000	118.0000	Distal
	1	86	66	00		0	
m5	5	90.705	17.814	97.000	53.00000	118.0000	Mesio
	1	88	93	00		0	Vestibular

---

**Operador=CEREC 3D**

<b>Spearman Correlation Coefficients, N = 51</b>					
<b>Prob &gt;  r  under H0: Rho=0</b>					
	<b>m1</b>	<b>m2</b>	<b>m3</b>	<b>m4</b>	<b>m5</b>
<b>m1</b>	1.0000	0.5114	0.3902	0.5012	0.2652
Vestibular	0	6	0	1	1
		0.0001	0.0046	0.0002	0.0600
<b>m2</b>	0.5114	1.0000	0.3221	0.4587	0.1936
Lingual	6	0	0	2	1
	0.0001		0.0212	0.0007	0.1734
<b>m3</b>	0.3902	0.3221	1.0000	0.3026	0.0304
Mesial	0	0	0	8	1
	0.0046	0.0212		0.0309	0.8323
<b>m4</b>	0.5012	0.4587	0.3026	1.0000	0.5064
Distal	1	2	8	0	8
	0.0002	0.0007	0.0309		0.0001
<b>m5</b>	0.2652	0.1936	0.0304	0.5064	1.0000
Mesio	1	1	1	8	0
Vestibular	0.0600	0.1734	0.8323	0.0001	

**Operador=CEREC in-Lab**

---

Simple Statistics							
Variable	N	Mean	Std Dev	Median	Minimum	Maximum	Label
m1	2	73.571	19.596	77.000	40.00000	106.0000	Vestibular
	8	43	73	00		0	
m2	2	78.464	18.705	81.000	40.00000	106.0000	Lingual
	8	29	28	00		0	
m3	2	82.178	18.903	89.500	44.00000	114.0000	Mesial
	8	57	37	00		0	
m4	2	78.750	20.028	81.000	40.00000	106.0000	Distal
	8	00	91	00		0	
m5	2	79.607	17.114	81.000	48.00000	106.0000	Mesio
	8	14	73	00		0	Vestibular

---

**Operador=CEREC in-Lab**

<b>Spearman Correlation Coefficients, N = 28</b>					
<b>Prob &gt;  r  under H0: Rho=0</b>					
	<b>m1</b>	<b>m2</b>	<b>m3</b>	<b>m4</b>	<b>m5</b>
<b>m1</b>	1.0000	0.7015	0.4861	0.6050	0.3006
Vestibular	0	1	9	5	8
		<.0001	0.0087	0.0006	0.1200
<b>m2</b>	0.7015	1.0000	0.5747	0.5543	0.4546
Lingual	1	0	0	5	4
	<.0001		0.0014	0.0022	0.0151
<b>m3</b>	0.4861	0.5747	1.0000	0.5121	0.3113
Mesial	9	0	0	7	9
	0.0087	0.0014		0.0053	0.1067
<b>m4</b>	0.6050	0.5543	0.5121	1.0000	0.5135
Distal	5	5	7	0	7
	0.0006	0.0022	0.0053		0.0052
<b>m5</b>	0.3006	0.4546	0.3113	0.5135	1.0000
Mesio	8	4	9	7	0
Vestibular	0.1200	0.0151	0.1067	0.0052	

**Operador=Manual**

---

Simple Statistics							
Variable	N	Mean	Std Dev	Median	Minimum	Maximum	Label
m1	3	82.833	19.122	79.000	49.00000	118.0000	Vestibular
	0	33	26	00		0	
m2	3	89.000	22.886	94.000	49.00000	118.0000	Lingual
	0	00	53	00		0	
m3	3	87.066	20.202	89.000	59.00000	118.0000	Mesial
	0	67	31	00		0	
m4	3	85.466	20.370	84.000	49.00000	118.0000	Distal
	0	67	25	00		0	
m5	3	81.566	17.405	79.000	49.00000	118.0000	Mesio
	0	67	28	00		0	Vestibular

---

**Operador=Manual**

<b>Spearman Correlation Coefficients, N = 30</b>					
<b>Prob &gt;  r  under H0: Rho=0</b>					
	<b>m1</b>	<b>m2</b>	<b>m3</b>	<b>m4</b>	<b>m5</b>
<b>m1</b>	1.0000	0.5743	0.3548	0.5620	0.0041
Vestibular	0	3	3	7	6
		0.0009	0.0543	0.0012	0.9826
<b>m2</b>	0.5743	1.0000	0.5381	0.7358	0.1852
Lingual	3	0	4	8	1
	0.0009		0.0022	<.0001	0.3272
<b>m3</b>	0.3548	0.5381	1.0000	0.3606	0.1950
Mesial	3	4	0	8	5
	0.0543	0.0022		0.0502	0.3016
<b>m4</b>	0.5620	0.7358	0.3606	1.0000	0.2799
Distal	7	8	8	0	9
	0.0012	<.0001	0.0502		0.1340
<b>m5</b>	0.0041	0.1852	0.1950	0.2799	1.0000
Mesio	6	1	5	9	0
Vestibular	0.9826	0.3272	0.3016	0.1340	

**Análisis secundario**  
**Método de construcción**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo A**  
**Con interacción**

---

<b>Fit Statistics</b>	
<b>-2 Log Likelihood</b>	4670. 0
<b>AIC (smaller is better)</b>	4706. 0
<b>AICC (smaller is better)</b>	4707. 3
<b>BIC (smaller is better)</b>	4754. 5

---

---

<b>Null Model Likelihood Ratio Test</b>		
<b>DF</b>	<b>Chi-Square</b>	<b>Pr &gt; ChiSq</b>
2	9.96	0.0069

---

---

<b>Type 3 Tests of Fixed Effects</b>				
<b>Effect</b>	<b>Num DF</b>	<b>Den DF</b>	<b>F Value</b>	<b>Pr &gt; F</b>
<b>operador</b>	2	106	16.60	<.000 1
<b>medida</b>	4	424	1.82	0.124 0
<b>operador*medida</b>	8	424	0.42	0.907 6

---

**Análisis secundario**  
**Método de construcción**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo A**  
**Sin interacción**

Fit Statistics	
<b>-2 Log Likelihood</b>	4673. 4
<b>AIC (smaller is better)</b>	4693. 4
<b>AICC (smaller is better)</b>	4693. 8
<b>BIC (smaller is better)</b>	4720. 3

Null Model Likelihood Ratio Test		
DF	Chi-Square	Pr > ChiSq
2	10.34	0.0057

Type 3 Tests of Fixed Effects				
Effect	Num Den		F Value	Pr > F
	DF	DF		
<b>operador</b>	2	106	16.55	<.000 1
<b>medida</b>	4	432	2.30	0.057 9

**Análisis secundario**  
**Método de construcción**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo B**  
**Con interacción**

---

<b>Fit Statistics</b>	
<b>-2 Log Likelihood</b>	4525. 5
<b>AIC (smaller is better)</b>	4585. 5
<b>AICC (smaller is better)</b>	4589. 1
<b>BIC (smaller is better)</b>	4666. 2

---

---

<b>Null Model Likelihood Ratio Test</b>		
<b>DF</b>	<b>Chi-Square</b>	<b>Pr &gt; ChiSq</b>
14	154.53	<.0001

---

---

<b>Type 3 Tests of Fixed Effects</b>				
<b>Effect</b>	<b>Num DF</b>	<b>Den DF</b>	<b>F Value</b>	<b>Pr &gt; F</b>
<b>operador</b>	2	106	6.32	0.0025
<b>medida</b>	4	106	3.95	0.0050
<b>operador*medida</b>	8	106	0.61	0.7699

---

**Análisis secundario**  
**Método de construcción**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo B**  
**Sin interacción**

Fit Statistics	
<b>-2 Log Likelihood</b>	4530. 3
<b>AIC (smaller is better)</b>	4574. 3
<b>AICC (smaller is better)</b>	4576. 2
<b>BIC (smaller is better)</b>	4633. 5

Null Model Likelihood Ratio Test		
DF	Chi-Square	Pr > ChiSq
14	153.48	<.0001

Type 3 Tests of Fixed Effects				
Effect	Num Den		F Value	Pr > F
	DF	DF		
<b>operador</b>	2	106	6.41	0.002 3
<b>medida</b>	4	106	4.32	0.002 8

**Análisis secundario**  
**Método de construcción**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo C**  
**Con interacción**

---

<b>Fit Statistics</b>	
<b>-2 Log Likelihood</b>	4499. 6
<b>AIC (smaller is better)</b>	4619. 6
<b>AICC (smaller is better)</b>	4634. 7
<b>BIC (smaller is better)</b>	4781. 1

---

---

<b>Null Model Likelihood Ratio Test</b>		
<b>DF</b>	<b>Chi-Square</b>	<b>Pr &gt; ChiSq</b>
44	180.42	<.0001

---

---

<b>Type 3 Tests of Fixed Effects</b>				
<b>Effect</b>	<b>Num DF</b>	<b>Den DF</b>	<b>F Value</b>	<b>Pr &gt; F</b>
<b>operador</b>	2	106	6.03	0.003 3
<b>medida</b>	4	424	3.86	0.004 3
<b>operador*medida</b>	8	424	0.60	0.778 6

---

**Análisis secundario**  
**Método de construcción**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo C**  
**Sin interacción**

Fit Statistics	
-2 Log Likelihood	4504. 2
AIC (smaller is better)	4608. 2
AICC (smaller is better)	4619. 4
BIC (smaller is better)	4748. 2

Null Model Likelihood Ratio Test		
DF	Chi-Square	Pr > ChiSq
44	179.51	<.0001

Type 3 Tests of Fixed Effects				
Effect	Num Den		F Value	Pr > F
	DF	DF		
operador	2	106	6.05	0.003 2
medida	4	432	4.43	0.001 6

**Análisis secundario**  
**Método de construcción**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo B**  
**Modelo final - estimación de parámetros**

---

<b>Fit Statistics</b>	
<b>-2 Log Likelihood</b>	4530. 3
<b>AIC (smaller is better)</b>	4574. 3
<b>AICC (smaller is better)</b>	4576. 2
<b>BIC (smaller is better)</b>	4633. 5

---

---

<b>Null Model Likelihood Ratio Test</b>		
<b>DF</b>	<b>Chi-Square</b>	<b>Pr &gt; ChiSq</b>
14	153.48	<.0001

---

Solution for Fixed Effects							
Effect	Secuencia	Operador	Estimate	Standard		t Value	Pr >  t
				Error	DF		
Intercept			80.1178	2.5462	10	31.47	<.000
					6		1
operador		CEREC 3D	4.8988	2.7872	10	1.76	0.081
					6		7
operador		CEREC in-Lab	-5.2030	3.1831	10	-1.63	0.105
					6		1
operador		Manual	0				
medida	Distal		5.3303	1.6186	10	3.29	0.001
					6		3
medida	Lingual		5.5229	1.6279	10	3.39	0.001
					6		0
medida	Mesial		6.2110	1.8678	10	3.33	0.001
					6		2
medida	Mesio Vestibular		4.2661	2.1559	10	1.98	0.050
					6		4
medida	Vestibular		0				

Type 3 Tests of Fixed Effects				
Effect	Num Den		F Value	Pr > F
	DF	DF		
operador	2	106	6.41	0.002
				3
medida	4	106	4.32	0.002
				8

**Análisis secundario**  
**Método de construcción**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo B**  
**Modelo final - Estimación de la matriz de var-cov**

<b>Nivel</b>	<b>Est.</b>	<b>Vestibular</b>	<b>Lingual</b>	<b>Mesial</b>	<b>Distal</b>	<b>Mesio_Vestibular</b>
Vestibular	Coef.	320.25				
	P-valor	<.001				
Lingual	Coef.	190.20	349.03			
	P-valor	<.001	<.001			
Mesial	Coef.	121.25	147.26	302.53		
	P-valor	<.001	<.001	<.001		
Distal	Coef.	171.50	189.97	119.74	308.33	
	P-valor	<.001	<.001	<.001	<.001	
Mesio Vestibular	Coef.	57.77	77.82	36.69	132.51	301.89
	P-valor	0.057	0.015	0.209	<.001	<.001

**Análisis secundario**  
**Método de construcción**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo B**  
**Modelo final - Diferencia entre medias**

<b>Efecto</b>	<b>Valor 1</b>	<b>Valor 2</b>	<b>Coef. ajustado</b>	<b>Pvalor</b>	<b>IC Inf. ajustado</b>	<b>IC Sup. ajustado</b>
Operador	CEREC 3D	CEREC in-Lab	10.10	0.002	3.33	16.87
	CEREC 3D	Manual	4.90	0.189	-1.73	11.52
	CEREC in-Lab	Manual	-5.20	0.236	-12.77	2.36
Posición	Distal	Lingual	-0.19	1.000	-4.62	4.23
	Distal	Mesial	-0.88	0.989	-6.00	4.24
	Distal	Mesio Vestib	1.06	0.975	-3.87	6.00
	Distal	Vestibular	5.33	0.012	0.84	9.82
	Lingual	Mesial	-0.69	0.996	-5.71	4.33
	Lingual	Mesio Vestib	1.26	0.976	-4.66	7.17
	Lingual	Vestibular	5.52	0.008	1.00	10.04
	Mesial	Mesio Vestib	1.94	0.903	-4.18	8.07
	Mesial	Vestibular	6.21	0.010	1.03	11.39
	Mesio Vestib	Vestibular	4.27	0.283	-1.72	10.25

**Análisis secundario**  
**Sistema Cerámico**  
**ANOVA - Ajuste absoluto marginal medio**

**Dependent Variable: media Discrepancia media**

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
<b>Model</b>	3	2508.0854	836.02849	4.42	0.0056
<b>Error</b>	11	21561.796	189.13857		
<b>Corrected Total</b>	11	24069.882			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	media Mean
0.104200	15.82072	13.75277	86.92881

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
<b>ceramica</b>	3	2508.0854	836.028487	4.42	0.0056

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
<b>ceramica</b>	3	2508.0854	836.028487	4.42	0.0056

**Least Squares Means**  
**Adjustment for Multiple Comparisons: Tukey-Kramer**

ceramica	media LSMEAN	LSMEAN Number
IPS Empress II	85.1866667	1
In-Ceram Zirconia	80.2866667	2
ProCad	91.4733333	3
Vitablock Mark II	91.0428571	4

**Least Squares Means for effect ceramica**  
**Pr > |t| for H0: LSMean(i)=LSMean(j)**

**Dependent Variable: media**

i/j	1	2	3	4
1		0.5145	0.2929	0.3713
2	0.5145		0.0111	0.0184
3	0.2929	0.0111		0.9994
4	0.3713	0.0184	0.9994	

**Least Squares Means**

ceramica	media LSMEAN	95% Confidence Limits	
IPS Empress II	85.186667	80.2125	90.1607
		93	40
In-Ceram Zirconia	80.286667	75.3125	85.2607
		93	40
ProCad	91.473333	86.4992	96.4474
		60	07
Vitablock Mark II	91.042857	85.8942	96.1915
		02	12

**Least Squares Means**

**Adjustment for Multiple Comparisons: Tukey-Kramer**

Least Squares Means for Effect ceramica					
i	j	Difference Between Means	Simultaneous 95% Confidence Limits for LSMean(i)-LSMean(j)		
1	2	4.900000	-4.358523	14.158523	
1	3	-6.286667	-	2.971856	
			15.54519		0
1	4	-5.856190	-	3.566213	
			15.27859		4
2	3	-	-	-1.928144	
		11.18666	20.44519		7
					0
2	4	-	-	-1.333787	
		10.75619	20.17859		0
					4
3	4	0.430476	-8.991927	9.852880	

<b>Bartlett's Test for Homogeneity of media Variance</b>			
<b>Source</b>	<b>DF</b>	<b>Chi-Square</b>	<b>Pr &gt; ChiSq</b>
<b>ceramica</b>	<b>3</b>	<b>4.6803</b>	<b>0.1968</b>

**Least Squares Means**

**Adjustment for Multiple Comparisons: Bonferroni**

Least Squares Means for effect ceramica				
Pr >  t  for H0: LSMean(i)=LSMean(j)				
Dependent Variable: media				
i/j	1	2	3	4
1		1.0000	0.4760	0.6473
2	1.0000		0.0125	0.0214
3	0.4760	0.0125		1.0000
4	0.6473	0.0214	1.0000	

**Least Squares Means**

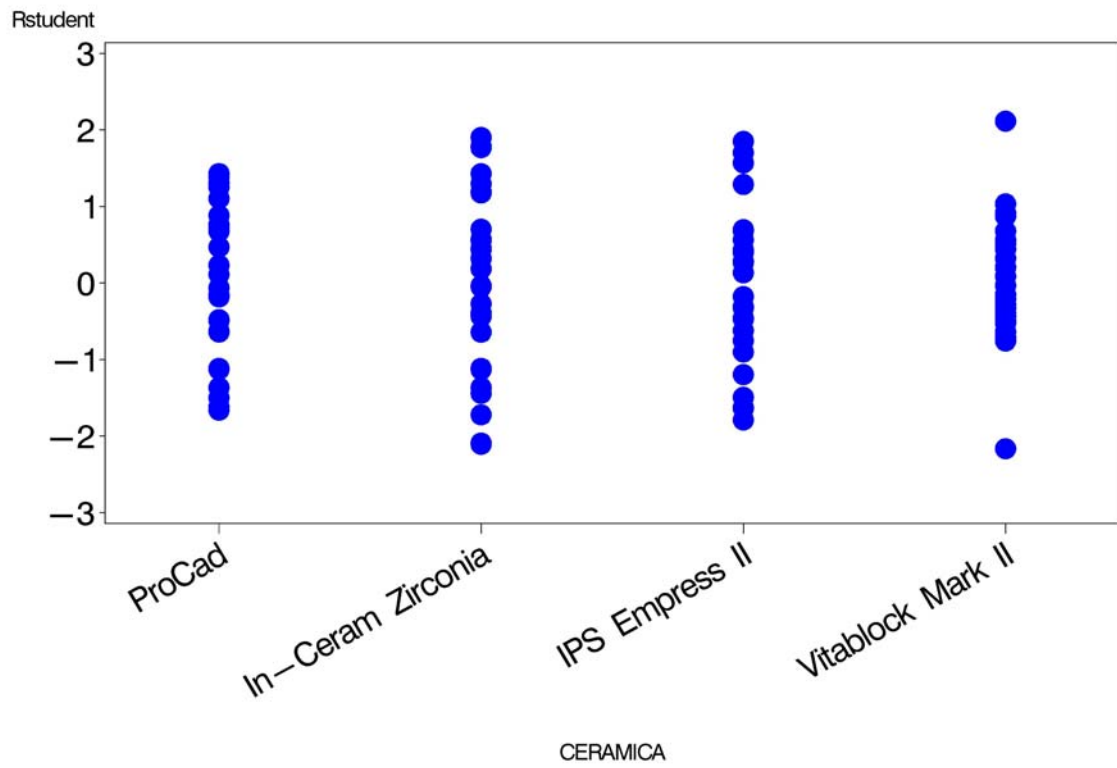
ceramica	media LSMEAN	95% Confidence Limits	
IPS Empress II	85.186667	80.2125 93	90.1607 40
In-Ceram Zirconia	80.286667	75.3125 93	85.2607 40
ProCad	91.473333	86.4992 60	96.4474 07
Vitablock Mark II	91.042857	85.8942 02	96.1915 12

**Least Squares Means**

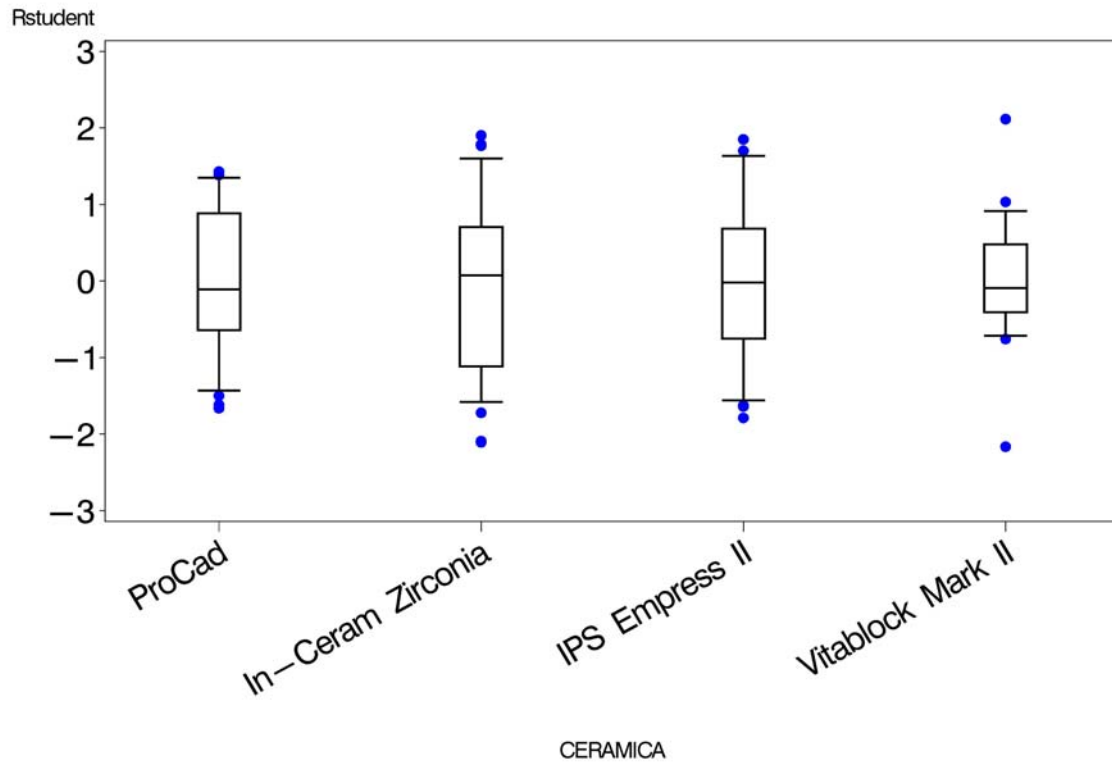
**Adjustment for Multiple Comparisons: Bonferroni**

<b>Least Squares Means for Effect ceramica</b>				
<b>i</b>	<b>j</b>	<b>Difference Between Means</b>	<b>Simultaneous 95% Confidence Limits for LSMean(i)-LSMean(j)</b>	
1	2	4.900000	-4.634571	14.434571
1	3	-6.286667	-	3.247904
			15.82123	8
1	4	-5.856190	-	3.847147
			15.55952	8
2	3	-	-	-1.652096
		11.18666	20.72123	8
		7		
2	4	-	-	-1.052853
		10.75619	20.45952	8
		0		
3	4	0.430476	-9.272861	10.133814

GRAFICO DE PUNTOS: ERRORES ESTIMADOS POR CERAMICA



BOXPLOT: ERRORES ESTIMADOS POR CERAMICA



Variable: r

Tests for Normality

Test	Statistic	p Value
Shapiro-Wilk	W = 0.9854 91	Pr < W = 0.2372
Kolmogorov-Smirnov	D = 0.0489 39	Pr > D = >0.150 0
Cramer-von Mises	W-Sq = 0.0416 05	Pr > W-Sq = >0.250 0
Anderson-Darling	A-Sq = 0.3389 39	Pr > A-Sq = >0.250 0

**Análisis secundario**

**Sistema Cerámico**

**Análisis previos - Asociación entre las 5 medidas por sistema cerámico**

**Cerámica=ProCad**

---

**Simple Statistics**

<b>Variable</b>	<b>N</b>	<b>Mean</b>	<b>Std Dev</b>	<b>Median</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>	<b>Label</b>
<b>m1</b>	3	86.466	17.508	89.000	56.00000	118.0000	Vestibular
	0	67	09	00		0	
<b>m2</b>	3	91.200	16.861	89.000	65.00000	128.0000	Lingual
	0	00	30	00		0	
<b>m3</b>	3	92.866	13.878	98.000	65.00000	118.0000	Mesial
	0	67	12	00		0	
<b>m4</b>	3	91.800	17.203	89.000	59.00000	122.0000	Distal
	0	00	45	00		0	
<b>m5</b>	3	95.033	19.962	99.000	56.00000	128.0000	Mesio
	0	33	87	00		0	Vestibular

---

**Cerámica=ProCad**

<b>Spearman Correlation Coefficients, N = 30</b>					
<b>Prob &gt;  r  under H0: Rho=0</b>					
	<b>m1</b>	<b>m2</b>	<b>m3</b>	<b>m4</b>	<b>m5</b>
<b>m1</b>	1.0000	0.6951	0.4423	0.7246	0.5586
Vestibular	0	8	8	2	3
		<.0001	0.0144	<.0001	0.0013
<b>m2</b>	0.6951	1.0000	0.3535	0.6133	0.4484
Lingual	8	0	3	5	6
	<.0001		0.0553	0.0003	0.0129
<b>m3</b>	0.4423	0.3535	1.0000	0.4070	0.3757
Mesial	8	3	0	5	6
	0.0144	0.0553		0.0256	0.0407
<b>m4</b>	0.7246	0.6133	0.4070	1.0000	0.7591
Distal	2	5	5	0	3
	<.0001	0.0003	0.0256		<.0001
<b>m5</b>	0.5586	0.4484	0.3757	0.7591	1.0000
Mesio	3	6	6	3	0
Vestibular	0.0013	0.0129	0.0407	<.0001	

**Cerámica=In-Ceram Zirconia**

---

Simple Statistics							
Variable	N	Mean	Std Dev	Median	Minimum	Maximum	Label
m1	3	74.933	19.634	81.000	40.00000	106.0000	Vestibular
	0	33	48	00		0	
m2	3	80.833	20.284	81.000	40.00000	122.0000	Lingual
	0	33	33	00		0	
m3	3	82.933	18.754	89.500	44.00000	114.0000	Mesial
	0	33	19	00		0	
m4	3	81.366	21.765	81.000	40.00000	122.0000	Distal
	0	67	97	00		0	
m5	3	81.366	17.943	81.000	48.00000	114.0000	Mesio
	0	67	37	00		0	Vestibular

---

**Cerámica=In-Ceram Zirconia**

<b>Spearman Correlation Coefficients, N = 30</b>					
<b>Prob &gt;  r  under H0: Rho=0</b>					
	<b>m1</b>	<b>m2</b>	<b>m3</b>	<b>m4</b>	<b>m5</b>
<b>m1</b>	1.0000	0.7306	0.4961	0.6512	0.3701
Vestibular	0	9	5	5	2
		<.0001	0.0053	<.0001	0.0441
<b>m2</b>	0.7306	1.0000	0.5508	0.6331	0.5379
Lingual	9	0	7	6	9
	<.0001		0.0016	0.0002	0.0022
<b>m3</b>	0.4961	0.5508	1.0000	0.5068	0.3036
Mesial	5	7	0	3	3
	0.0053	0.0016		0.0043	0.1029
<b>m4</b>	0.6512	0.6331	0.5068	1.0000	0.5785
Distal	5	6	3	0	9
	<.0001	0.0002	0.0043		0.0008
<b>m5</b>	0.3701	0.5379	0.3036	0.5785	1.0000
Mesio	2	9	3	9	0
Vestibular	0.0441	0.0022	0.1029	0.0008	

**Cerámica=IPS Empress II**

---

Simple Statistics							
Variable	N	Mean	Std Dev	Median	Minimum	Maximum	Label
m1	3	82.833	19.122	79.000	49.00000	118.0000	Vestibular
	0	33	26	00		0	
m2	3	89.000	22.886	94.000	49.00000	118.0000	Lingual
	0	00	53	00		0	
m3	3	87.066	20.202	89.000	59.00000	118.0000	Mesial
	0	67	31	00		0	
m4	3	85.466	20.370	84.000	49.00000	118.0000	Distal
	0	67	25	00		0	
m5	3	81.566	17.405	79.000	49.00000	118.0000	Mesio
	0	67	28	00		0	Vestibular

---

**Cerámica=IPS Empress II**

<b>Spearman Correlation Coefficients, N = 30</b>					
<b>Prob &gt;  r  under H0: Rho=0</b>					
	<b>m1</b>	<b>m2</b>	<b>m3</b>	<b>m4</b>	<b>m5</b>
<b>m1</b>	1.0000	0.5743	0.3548	0.5620	0.0041
Vestibular	0	3	3	7	6
		0.0009	0.0543	0.0012	0.9826
<b>m2</b>	0.5743	1.0000	0.5381	0.7358	0.1852
Lingual	3	0	4	8	1
	0.0009		0.0022	<.0001	0.3272
<b>m3</b>	0.3548	0.5381	1.0000	0.3606	0.1950
Mesial	3	4	0	8	5
	0.0543	0.0022		0.0502	0.3016
<b>m4</b>	0.5620	0.7358	0.3606	1.0000	0.2799
Distal	7	8	8	0	9
	0.0012	<.0001	0.0502		0.1340
<b>m5</b>	0.0041	0.1852	0.1950	0.2799	1.0000
Mesio	6	1	5	9	0
Vestibular	0.9826	0.3272	0.3016	0.1340	

**Cerámica=Vitablock Mark II**

---

Simple Statistics							
Variable	N	Mean	Std Dev	Median	Minimum	Maximum	Label
m1	2	87.357	17.429	89.500	48.00000	113.0000	Vestibular
	8	14	68	00		0	
m2	2	92.857	17.115	97.000	48.00000	121.0000	Lingual
	8	14	54	00		0	
m3	2	91.107	18.062	89.000	48.00000	122.0000	Mesial
	8	14	32	00		0	
m4	2	94.857	14.871	93.500	73.00000	130.0000	Distal
	8	14	58	00		0	
m5	2	89.035	23.633	97.000	11.00000	114.0000	Mesio
	8	71	75	00		0	Vestibular

---

**Cerámica=Vitablock Mark II**

<b>Spearman Correlation Coefficients, N = 28</b>					
<b>Prob &gt;  r  under H0: Rho=0</b>					
	<b>m1</b>	<b>m2</b>	<b>m3</b>	<b>m4</b>	<b>m5</b>
<b>m1</b>	1.0000	0.4579	0.4463	0.2471	0.1324
Vestibular	0	7	4	2	7
		0.0143	0.0173	0.2049	0.5016
<b>m2</b>	0.4579	1.0000	0.3589	0.1285	-
Lingual	7	0	8	9	0.0880
	0.0143		0.0607	0.5143	7
					0.6558
<b>m3</b>	0.4463	0.3589	1.0000	0.1927	-
Mesial	4	8	0	0	0.2126
	0.0173	0.0607		0.3259	7
					0.2773
<b>m4</b>	0.2471	0.1285	0.1927	1.0000	0.3025
Distal	2	9	0	0	2
	0.2049	0.5143	0.3259		0.1176
<b>m5</b>	0.1324	-	-	0.3025	1.0000
Mesio	7	0.0880	0.2126	2	0
Vestibular	0.5016	7	7	0.1176	
		0.6558	0.2773		

**Análisis secundario**  
**Sistema Cerámico**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo A**  
**Con interacción**

---

<b>Fit Statistics</b>	
<b>-2 Log Likelihood</b>	5118. 0
<b>AIC (smaller is better)</b>	5166. 0
<b>AICC (smaller is better)</b>	5168. 1
<b>BIC (smaller is better)</b>	5232. 5

---

---

<b>Null Model Likelihood Ratio Test</b>		
<b>DF</b>	<b>Chi-Square</b>	<b>Pr &gt; ChiSq</b>
3	4.40	0.2215

---

<b>Type 3 Tests of Fixed Effects</b>				
<b>Effect</b>	<b>Num Den</b>		<b>F Value</b>	<b>Pr &gt; F</b>
	<b>DF</b>	<b>DF</b>		
<b>ceramica</b>	3	114	12.15	<.000 1
<b>medida</b>	4	456	1.98	0.096 2
<b>ceramica*medida</b>	12	456	0.42	0.954 9

**Análisis secundario**  
**Sistema Cerámico**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo A**  
**Sin interacción**

<b>Fit Statistics</b>	
<b>-2 Log Likelihood</b>	5123. 0
<b>AIC (smaller is better)</b>	5147. 0
<b>AICC (smaller is better)</b>	5147. 6
<b>BIC (smaller is better)</b>	5180. 3

---

<b>Null Model Likelihood Ratio Test</b>		
<b>DF</b>	<b>Chi-Square</b>	<b>Pr &gt; ChiSq</b>
3	4.29	0.2318

---

---

<b>Type 3 Tests of Fixed Effects</b>				
<b>Effect</b>	<b>Num Den</b>		<b>F Value</b>	<b>Pr &gt; F</b>
	<b>DF</b>	<b>DF</b>		
<b>ceramica</b>	3	114	12.08	<.000 1
<b>medida</b>	4	468	1.99	0.094 4

---

**Análisis secundario**  
**Sistema Cerámico**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo B**  
**Con interacción**

---

<b>Fit Statistics</b>	
<b>-2 Log Likelihood</b>	4934. 6
<b>AIC (smaller is better)</b>	5004. 6
<b>AICC (smaller is better)</b>	5009. 2
<b>BIC (smaller is better)</b>	5101. 6

---

---

<b>Null Model Likelihood Ratio Test</b>		
<b>DF</b>	<b>Chi-Square</b>	<b>Pr &gt; ChiSq</b>
14	187.77	<.0001

---

---

<b>Type 3 Tests of Fixed Effects</b>				
<b>Effect</b>	<b>Num DF</b>	<b>Den DF</b>	<b>F Value</b>	<b>Pr &gt; F</b>
<b>ceramica</b>	3	114	4.58	0.0046
<b>medida</b>	4	114	4.78	0.0013
<b>ceramica*medida</b>	12	114	0.60	0.8379

---

**Análisis secundario**  
**Sistema Cerámico**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo B**  
**Sin interacción**

---

<b>Fit Statistics</b>	
<b>-2 Log Likelihood</b>	4941. 7
<b>AIC (smaller is better)</b>	4987. 7
<b>AICC (smaller is better)</b>	4989. 7
<b>BIC (smaller is better)</b>	5051. 4

---

---

<b>Null Model Likelihood Ratio Test</b>		
<b>DF</b>	<b>Chi-Square</b>	<b>Pr &gt; ChiSq</b>
14	185.60	<.0001

---

<b>Type 3 Tests of Fixed Effects</b>				
<b>Effect</b>	<b>Num Den</b>		<b>F Value</b>	<b>Pr &gt; F</b>
	<b>DF</b>	<b>DF</b>		
<b>ceramica</b>	3	114	4.91	0.0030
<b>medida</b>	4	114	4.75	0.0014

**Análisis secundario**  
**Sistema Cerámico**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo C**  
**Con interacción**

---

<b>Fit Statistics</b>	
<b>-2 Log Likelihood</b>	4881. 8
<b>AIC (smaller is better)</b>	5041. 8
<b>AICC (smaller is better)</b>	5067. 2
<b>BIC (smaller is better)</b>	5263. 4

---

---

<b>Null Model Likelihood Ratio Test</b>		
<b>DF</b>	<b>Chi-Square</b>	<b>Pr &gt; ChiSq</b>
59	240.62	<.0001

---

---

<b>Type 3 Tests of Fixed Effects</b>				
<b>Effect</b>	<b>Num DF</b>	<b>Den DF</b>	<b>F Value</b>	<b>Pr &gt; F</b>
<b>ceramica</b>	3	114	4.39	0.0058
<b>medida</b>	4	456	4.73	0.0010
<b>ceramica*medida</b>	12	456	0.76	0.6887

---

**Análisis secundario**  
**Sistema Cerámico**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo C**  
**Sin interacción**

Fit Statistics	
<b>-2 Log Likelihood</b>	4890. 5
<b>AIC (smaller is better)</b>	5026. 5
<b>AICC (smaller is better)</b>	5044. 5
<b>BIC (smaller is better)</b>	5214. 9

Null Model Likelihood Ratio Test		
DF	Chi-Square	Pr > ChiSq
59	236.79	<.0001

Type 3 Tests of Fixed Effects				
Effect	Num Den		F Value	Pr > F
	DF	DF		
<b>ceramica</b>	3	114	4.86	0.003 2
<b>medida</b>	4	468	4.95	0.000 6

**Análisis secundario**  
**Sistema Cerámico**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo B**  
**Modelo final - estimación de parámetros**

---

<b>Fit Statistics</b>	
<b>-2 Log Likelihood</b>	4941. 7
<b>AIC (smaller is better)</b>	4987. 7
<b>AICC (smaller is better)</b>	4989. 7
<b>BIC (smaller is better)</b>	5051. 4

---

---

<b>Null Model Likelihood Ratio Test</b>		
<b>DF</b>	<b>Chi-Square</b>	<b>Pr &gt; ChiSq</b>
14	185.60	<.0001

---

Solution for Fixed Effects							
Effect	Secuencia	Cerámica	Estimate	Standard Error	DF	t Value	Pr >  t
Intercept			85.9488	2.7060	11	31.76	<.000
					4		1
ceramica		IPS Empress II	-5.3226	3.3784	11	-1.58	0.117
					4		9
ceramica		In-Ceram Zirconia	-9.2726	3.3784	11	-2.74	0.007
					4		0
ceramica		ProCad	2.2967	3.3784	11	0.68	0.498
					4		0
ceramica		Vitablock Mark II	0				
medida	Distal		5.4407	1.5789	11	3.45	0.000
					4		8
medida	Lingual		5.5763	1.5292	11	3.65	0.000
					4		4
medida	Mesial		5.6271	1.7820	11	3.16	0.002
					4		0
medida	Mesio Vestibular		3.8898	2.1856	11	1.78	0.077
					4		8
medida	Vestibular		0				

Type 3 Tests of Fixed Effects				
Effect	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
ceramica	3	114	4.91	0.003
				0
medida	4	114	4.75	0.001
				4

**Análisis secundario**

**Sistema Cerámico**

**Modelo con efectos mixtos - Modelo B**

**Modelo final - Estimación de la matriz de var-cov**

<b>Nivel</b>	<b>Est.</b>	<b>Vestibular</b>	<b>Lingual</b>	<b>Mesial</b>	<b>Distal</b>	<b>Mesio_Vestibular</b>
Vestibular	Coef.	332.70				
	P-valor	<.001				
Lingual	Coef.	214.07	371.37			
	P-valor	<.001	<.001			
Mesial	Coef.	133.63	153.51	309.26		
	P-valor	<.001	<.001	<.001		
Distal	Coef.	192.11	215.22	129.99	345.70	
	P-valor	<.001	<.001	<.001	<.001	
Mesio Vestibular	Coef.	76.48	100.62	32.45	170.82	383.91
	P-valor	0.023	0.005	0.309	<.001	<.001

**Análisis secundario**

**Sistema Cerámico**

**Modelo con efectos mixtos - Modelo B**

**Modelo final - Diferencia entre medias y IC ajustados por Tukey**

<b>Efecto</b>	<b>Valor 1</b>	<b>Valor 2</b>	<b>Coef. ajustado</b>	<b>Pvalor</b>	<b>IC inf. ajustado</b>	<b>IC sup. ajustado</b>
Cerámica	IPS Empress II	In-Ceram Zirconia	3.95	0.634	-4.71	12.61
	IPS Empress II	ProCad	-7.62	0.105	-16.27	1.04
	IPS Empress II	Vitablock Mark II	-5.32	0.397	-14.13	3.49
	In-Ceram Zirconia	ProCad	-11.57	0.004	-20.22	-2.91
	In-Ceram Zirconia	Vitablock Mark II	-9.27	0.035	-18.08	-0.46
	ProCad	Vitablock Mark II	2.30	0.905	-6.51	11.11
Posición	Distal	Lingual	-0.14	1.000	-4.46	4.18
	Distal	Mesial	-0.19	1.000	-5.26	4.88
	Distal	Mesio Vestibular	1.55	0.912	-3.48	6.58
	Distal	Vestibular	5.44	0.007	1.06	9.82
	Lingual	Mesial	-0.05	1.000	-4.98	4.88
	Lingual	Mesio Vestibular	1.69	0.936	-4.32	7.69
	Lingual	Vestibular	5.58	0.004	1.34	9.81
	Mesial	Mesio Vestibular	1.74	0.943	-4.66	8.13
	Mesial	Vestibular	5.63	0.017	0.69	10.57
	Mesio Vestibular	Vestibular	3.89	0.390	-2.17	9.95

**Análisis secundario**  
**Método de confección**  
**ANOVA - Ajuste absoluto marginal medio**

**Dependent Variable: media Discrepancia media**

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
<b>Model</b>	2	2505.4016	1252.70083	6.68	0.0018
<b>Error</b>	11	21564.480	187.51722		
	5	37			
<b>Corrected Total</b>	11	24069.882			
	7	03			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	media Mean
0.104089	15.75277	13.69369	86.92881

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
<b>operador</b>	2	2505.4016	1252.700833	6.68	0.0018
		66			

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
<b>operador</b>	2	2505.4016	1252.700833	6.68	0.0018
		66			

**Least Squares Means**  
**Adjustment for Multiple Comparisons: Tukey-Kramer**

operador	media LSMEAN	LSMEAN Number
CEREC 3D	91.2655172	1
CEREC in-Lab	80.2866667	2
Manual	85.1866667	3

**Least Squares Means for effect operador**  
 Pr > |t| for H0: LSMean(i)=LSMean(j)

Dependent Variable: media

i/j	1	2	3
1		0.0015	0.1233
2	0.0015		0.3516
3	0.1233	0.3516	

**Least Squares Means**

operador	media LSMEAN	95% Confidence Limits	
CEREC 3D	91.265517	87.7038	94.8271
		87	48
CEREC in-Lab	80.286667	75.3344	85.2389
		20	13
Manual	85.186667	80.2344	90.1389
		20	13

**Least Squares Means**

**Adjustment for Multiple Comparisons: Tukey-Kramer**

**Least Squares Means for Effect  
operator**

i	j	Difference Between Means	Simultaneous 95% Confidence Limits for LSMean(i)-LSMean(j)	
1	2	10.97885	3.666551	18.291150
1	3	6.078851	-1.233449	13.391150
2	3	-4.900000	-	3.495404
			13.29540	
			4	

**Bartlett's Test for Homogeneity of  
media Variance**

Source	DF	Chi-Square	Pr > ChiSq
operator	2	2.9218	0.2320

**Least Squares Means**

**Adjustment for Multiple Comparisons: Bonferroni**

<b>Least Squares Means for effect operador</b>			
<b>Pr &gt;  t  for H0: LSMean(i)=LSMean(j)</b>			
<b>Dependent Variable: media</b>			
<b>i/j</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>
<b>1</b>		0.0016	0.1524
<b>2</b>	0.0016		0.5054
<b>3</b>	0.1524	0.5054	

**Least Squares Means**

<b>operador</b>	<b>media LSMEAN</b>	<b>95% Confidence Limits</b>	
<b>CEREC 3D</b>	91.265517	87.7038	94.8271
		87	48
<b>CEREC in-Lab</b>	80.286667	75.3344	85.2389
		20	13
<b>Manual</b>	85.186667	80.2344	90.1389
		20	13

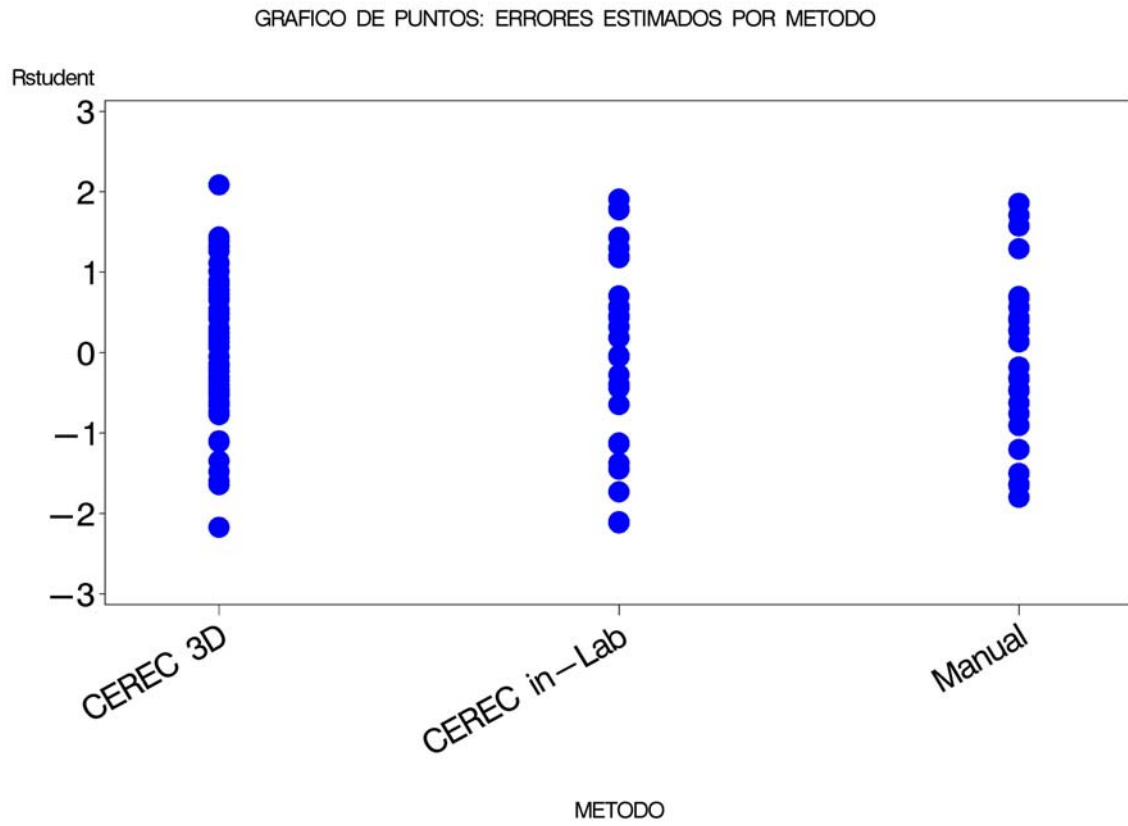
**Least Squares Means**

**Adjustment for Multiple Comparisons: Bonferroni**

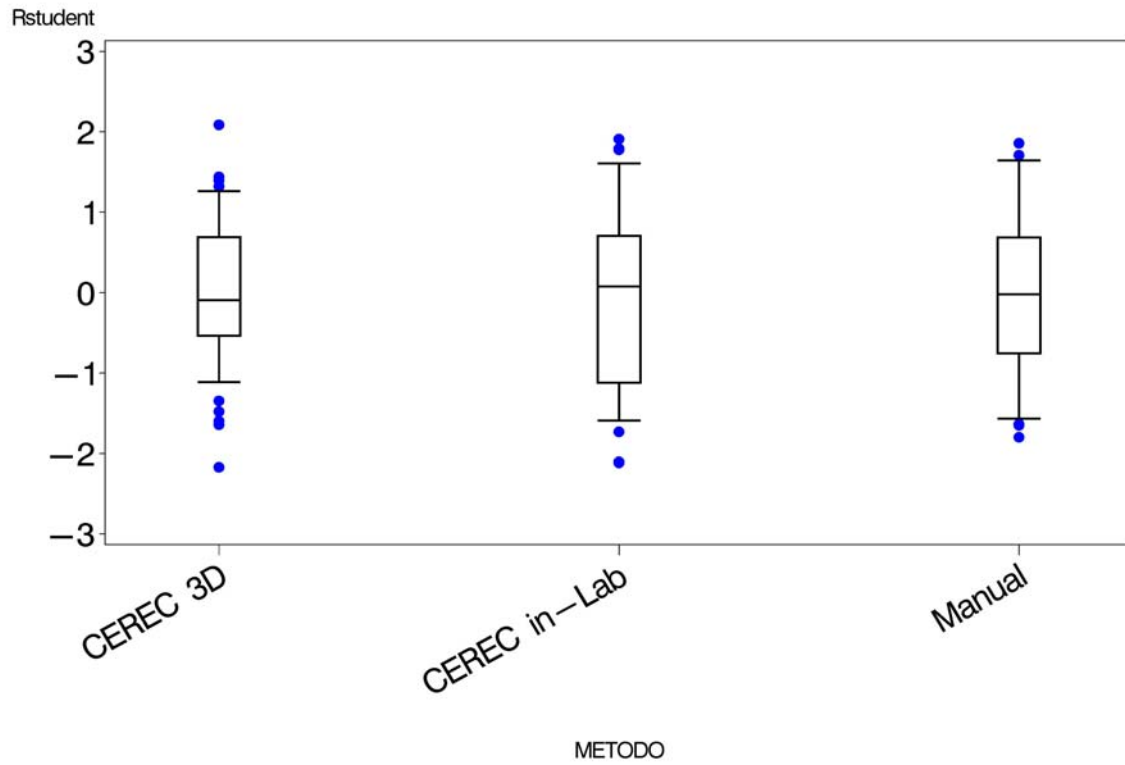
---

<b>Least Squares Means for Effect operador</b>				
<b>i</b>	<b>j</b>	<b>Difference Between Means</b>	<b>Simultaneous 95% Confidence Limits for LSMean(i)-LSMean(j)</b>	
<b>1</b>	<b>2</b>	10.97885	3.497070	18.460631
		1		
<b>1</b>	<b>3</b>	6.078851	-1.402930	13.560631
<b>2</b>	<b>3</b>	-4.900000	-	3.689989
			13.48998	
			9	

---



BOXPLOT: ERRORES ESTIMADOS POR METODO



Variable: r

Tests for Normality				
Test	Statistic		p Value	
Shapiro-Wilk	W	0.9854	Pr < W	0.2352
		48		
Kolmogorov-Smirnov	D	0.0490	Pr > D	>0.150
		86		0
Cramer-von Mises	W-Sq	0.0421	Pr > W-Sq	>0.250
		62		0
Anderson-Darling	A-Sq	0.3411	Pr > A-Sq	>0.250
		54		0

**Análisis secundario**

**Método de construcción**

**Análisis previos - Asociación entre las 5 medidas por método de construcción**

**Operador=CEREC 3D**

---

Simple Statistics							
Variable	N	Mean	Std Dev	Median	Minimum	Maximum	Label
m1	5	86.896	17.322	89.000	48.00000	118.0000	Vestibular
	8	55	22	00		0	
m2	5	92.000	16.855	93.500	48.00000	128.0000	Lingual
	8	00	42	00		0	
m3	5	92.017	15.915	89.500	48.00000	122.0000	Mesial
	8	24	89	00		0	
m4	5	93.275	16.053	90.000	59.00000	130.0000	Distal
	8	86	41	00		0	
m5	5	92.137	21.828	97.000	11.00000	128.0000	Mesio
	8	93	24	00		0	Vestibular

---

**Operador=CEREC 3D**

<b>Spearman Correlation Coefficients, N = 58</b>					
<b>Prob &gt;  r  under H0: Rho=0</b>					
	<b>m1</b>	<b>m2</b>	<b>m3</b>	<b>m4</b>	<b>m5</b>
<b>m1</b>	1.0000	0.5919	0.4322	0.5246	0.3629
Vestibular	0	5	0	7	7
		<.0001	0.0007	<.0001	0.0051
<b>m2</b>	0.5919	1.0000	0.3594	0.4719	0.2620
Lingual	5	0	5	3	9
	<.0001		0.0056	0.0002	0.0469
<b>m3</b>	0.4322	0.3594	1.0000	0.2950	0.0856
Mesial	0	5	0	2	9
	0.0007	0.0056		0.0246	0.5225
<b>m4</b>	0.5246	0.4719	0.2950	1.0000	0.5520
Distal	7	3	2	0	3
	<.0001	0.0002	0.0246		<.0001
<b>m5</b>	0.3629	0.2620	0.0856	0.5520	1.0000
Mesio	7	9	9	3	0
Vestibular	0.0051	0.0469	0.5225	<.0001	

**Operador=CEREC in-Lab**

---

<b>Simple Statistics</b>							
<b>Variable</b>	<b>N</b>	<b>Mean</b>	<b>Std Dev</b>	<b>Median</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>	<b>Label</b>
<b>m1</b>	3	74.933	19.634	81.000	40.00000	106.0000	Vestibular
	0	33	48	00		0	
<b>m2</b>	3	80.833	20.284	81.000	40.00000	122.0000	Lingual
	0	33	33	00		0	
<b>m3</b>	3	82.933	18.754	89.500	44.00000	114.0000	Mesial
	0	33	19	00		0	
<b>m4</b>	3	81.366	21.765	81.000	40.00000	122.0000	Distal
	0	67	97	00		0	
<b>m5</b>	3	81.366	17.943	81.000	48.00000	114.0000	Mesio
	0	67	37	00		0	Vestibular

---

**Operador=CEREC in-Lab**

<b>Spearman Correlation Coefficients, N = 30</b>					
<b>Prob &gt;  r  under H0: Rho=0</b>					
	<b>m1</b>	<b>m2</b>	<b>m3</b>	<b>m4</b>	<b>m5</b>
<b>m1</b>	1.0000	0.7306	0.4961	0.6512	0.3701
Vestibular	0	9	5	5	2
		<.0001	0.0053	<.0001	0.0441
<b>m2</b>	0.7306	1.0000	0.5508	0.6331	0.5379
Lingual	9	0	7	6	9
	<.0001		0.0016	0.0002	0.0022
<b>m3</b>	0.4961	0.5508	1.0000	0.5068	0.3036
Mesial	5	7	0	3	3
	0.0053	0.0016		0.0043	0.1029
<b>m4</b>	0.6512	0.6331	0.5068	1.0000	0.5785
Distal	5	6	3	0	9
	<.0001	0.0002	0.0043		0.0008
<b>m5</b>	0.3701	0.5379	0.3036	0.5785	1.0000
Mesio	2	9	3	9	0
Vestibular	0.0441	0.0022	0.1029	0.0008	

**Operador=Manual**

---

Simple Statistics							
Variable	N	Mean	Std Dev	Median	Minimum	Maximum	Label
m1	3	82.833	19.122	79.000	49.00000	118.0000	Vestibular
	0	33	26	00		0	
m2	3	89.000	22.886	94.000	49.00000	118.0000	Lingual
	0	00	53	00		0	
m3	3	87.066	20.202	89.000	59.00000	118.0000	Mesial
	0	67	31	00		0	
m4	3	85.466	20.370	84.000	49.00000	118.0000	Distal
	0	67	25	00		0	
m5	3	81.566	17.405	79.000	49.00000	118.0000	Mesio
	0	67	28	00		0	Vestibular

---

**Operador=Manual**

<b>Spearman Correlation Coefficients, N = 30</b>					
<b>Prob &gt;  r  under H0: Rho=0</b>					
	<b>m1</b>	<b>m2</b>	<b>m3</b>	<b>m4</b>	<b>m5</b>
<b>m1</b>	1.0000	0.5743	0.3548	0.5620	0.0041
Vestibular	0	3	3	7	6
		0.0009	0.0543	0.0012	0.9826
<b>m2</b>	0.5743	1.0000	0.5381	0.7358	0.1852
Lingual	3	0	4	8	1
	0.0009		0.0022	<.0001	0.3272
<b>m3</b>	0.3548	0.5381	1.0000	0.3606	0.1950
Mesial	3	4	0	8	5
	0.0543	0.0022		0.0502	0.3016
<b>m4</b>	0.5620	0.7358	0.3606	1.0000	0.2799
Distal	7	8	8	0	9
	0.0012	<.0001	0.0502		0.1340
<b>m5</b>	0.0041	0.1852	0.1950	0.2799	1.0000
Mesio	6	1	5	9	0
Vestibular	0.9826	0.3272	0.3016	0.1340	

**Análisis secundario**  
**Método de construcción**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo A**  
**Con interacción**

---

<b>Fit Statistics</b>	
<b>-2 Log Likelihood</b>	5121. 1
<b>AIC (smaller is better)</b>	5157. 1
<b>AICC (smaller is better)</b>	5158. 3
<b>BIC (smaller is better)</b>	5207. 0

---

---

<b>Null Model Likelihood Ratio Test</b>		
<b>DF</b>	<b>Chi-Square</b>	<b>Pr &gt; ChiSq</b>
2	3.43	0.1802

---

---

<b>Type 3 Tests of Fixed Effects</b>				
<b>Effect</b>	<b>Num DF</b>	<b>Den DF</b>	<b>F Value</b>	<b>Pr &gt; F</b>
<b>operador</b>	2	115	18.05	<.000 1
<b>medida</b>	4	460	1.73	0.141 6
<b>operador*medida</b>	8	460	0.32	0.956 4

---

**Análisis secundario**  
**Método de construcción**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo A**  
**Sin interacción**

Fit Statistics	
-2 Log Likelihood	5123. 7
AIC (smaller is better)	5143. 7
AICC (smaller is better)	5144. 1
BIC (smaller is better)	5171. 4

Null Model Likelihood Ratio Test		
DF	Chi-Square	Pr > ChiSq
2	3.63	0.1628

Type 3 Tests of Fixed Effects				
Effect	Num Den		F Value	Pr > F
	DF	DF		
operador	2	115	18.00	<.000 1
medida	4	468	1.99	0.095 1

**Análisis secundario**  
**Método de construcción**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo B**  
**Con interacción**

---

<b>Fit Statistics</b>	
<b>-2 Log Likelihood</b>	4938. 6
<b>AIC (smaller is better)</b>	4998. 6
<b>AICC (smaller is better)</b>	5002. 0
<b>BIC (smaller is better)</b>	5081. 7

---

---

<b>Null Model Likelihood Ratio Test</b>		
<b>DF</b>	<b>Chi-Square</b>	<b>Pr &gt; ChiSq</b>
14	185.93	<.0001

---

---

<b>Type 3 Tests of Fixed Effects</b>				
<b>Effect</b>	<b>Num DF</b>	<b>Den DF</b>	<b>F Value</b>	<b>Pr &gt; F</b>
<b>operador</b>	2	115	6.85	0.0015
<b>medida</b>	4	115	4.40	0.0024
<b>operador*medida</b>	8	115	0.45	0.8910

---

**Análisis secundario**  
**Método de construcción**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo B**  
**Sin interacción**

Fit Statistics	
<b>-2 Log Likelihood</b>	4942. 2
<b>AIC (smaller is better)</b>	4986. 2
<b>AICC (smaller is better)</b>	4987. 9
<b>BIC (smaller is better)</b>	5047. 1

Null Model Likelihood Ratio Test		
DF	Chi-Square	Pr > ChiSq
14	185.20	<.0001

Type 3 Tests of Fixed Effects				
Effect	Num Den		F Value	Pr > F
	DF	DF		
<b>operador</b>	2	115	7.11	0.001 2
<b>medida</b>	4	115	4.75	0.001 4

**Análisis secundario**  
**Método de construcción**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo C**  
**Con interacción**

---

<b>Fit Statistics</b>	
<b>-2 Log Likelihood</b>	4909. 8
<b>AIC (smaller is better)</b>	5029. 8
<b>AICC (smaller is better)</b>	5043. 6
<b>BIC (smaller is better)</b>	5196. 0

---

---

<b>Null Model Likelihood Ratio Test</b>		
<b>DF</b>	<b>Chi-Square</b>	<b>Pr &gt; ChiSq</b>
44	214.77	<.0001

---

---

<b>Type 3 Tests of Fixed Effects</b>				
<b>Effect</b>	<b>Num DF</b>	<b>Den DF</b>	<b>F Value</b>	<b>Pr &gt; F</b>
<b>operador</b>	2	115	6.49	0.0021
<b>medida</b>	4	460	4.18	0.0025
<b>operador*medida</b>	8	460	0.46	0.8819

---

**Análisis secundario**  
**Método de construcción**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo C**  
**Sin interacción**

Fit Statistics	
<b>-2 Log Likelihood</b>	4913. 4
<b>AIC (smaller is better)</b>	5017. 4
<b>AICC (smaller is better)</b>	5027. 7
<b>BIC (smaller is better)</b>	5161. 5

Null Model Likelihood Ratio Test		
DF	Chi-Square	Pr > ChiSq
44	213.95	<.0001

Type 3 Tests of Fixed Effects				
Effect	Num Den		F Value	Pr > F
	DF	DF		
<b>operador</b>	2	115	6.77	0.001 7
<b>medida</b>	4	468	4.89	0.000 7

**Análisis secundario**  
**Método de construcción**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo B**  
**Modelo final - estimación de parámetros**

---

<b>Fit Statistics</b>	
<b>-2 Log Likelihood</b>	4942. 2
<b>AIC (smaller is better)</b>	4986. 2
<b>AICC (smaller is better)</b>	4987. 9
<b>BIC (smaller is better)</b>	5047. 1

---

---

<b>Null Model Likelihood Ratio Test</b>		
<b>DF</b>	<b>Chi-Square</b>	<b>Pr &gt; ChiSq</b>
14	185.20	<.0001

---

Solution for Fixed Effects							
Effect	Secuencia	Operador	Estimate	Standard		t Value	Pr >  t
				Error	DF		
Intercept			80.6422	2.6336	11	30.62	<.000
					5		1
operador		CEREC 3D	6.4938	2.8972	11	2.24	0.026
					5		9
operador		CEREC in-Lab	-3.9807	3.3264	11	-1.20	0.233
					5		9
operador		Manual	0				
medida	Distal		5.4407	1.5789	11	3.45	0.000
					5		8
medida	Lingual		5.5763	1.5292	11	3.65	0.000
					5		4
medida	Mesial		5.6271	1.7820	11	3.16	0.002
					5		0
medida	Mesio Vestibular		3.8898	2.1857	11	1.78	0.077
					5		8
medida	Vestibular		0				

Type 3 Tests of Fixed Effects				
Effect	Num Den		F Value	Pr > F
	DF	DF		
operador	2	115	7.11	0.001
				2
medida	4	115	4.75	0.001
				4

**Análisis secundario**  
**Método de construcción**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo B**  
**Modelo final - Estimación de la matriz de var-cov**

<b>Nivel</b>	<b>Est.</b>	<b>Vestibular</b>	<b>Lingual</b>	<b>Mesial</b>	<b>Distal</b>	<b>Mesio_Vestibular</b>
Vestibular	Coef.	331.56				
	P-valor	<.001				
Lingual	Coef.	212.72	369.80			
	P-valor	<.001	<.001			
Mesial	Coef.	133.25	152.90	309.64		
	P-valor	<.001	<.001	<.001		
Distal	Coef.	190.37	213.27	129.01	343.37	
	P-valor	<.001	<.001	<.001	<.001	
Mesio Vestibular	Coef.	77.29	101.22	34.05	171.04	386.74
	P-valor	0.022	0.005	0.288	<.001	<.001

**Análisis secundario**  
**Método de construcción**  
**Modelo con efectos mixtos - Modelo B**  
**Modelo final - Diferencia entre medias**

<b>Efecto</b>	<b>Valor 1</b>	<b>Valor 2</b>	<b>Coef. ajustado</b>	<b>Pvalor ajustado</b>	<b>IC Inf. ajustado</b>	<b>IC Sup. ajustado</b>
Operador	CEREC 3D	CEREC in-Lab	10.47	0.001	3.60	17.35
	CEREC 3D	Manual	6.49	0.069	-0.39	13.37
	CEREC in-Lab	Manual	-3.98	0.458	-11.88	3.92
Posición	Distal	Lingual	-0.14	1.000	-4.46	4.18
	Distal	Mesial	-0.19	1.000	-5.26	4.88
	Distal	Mesio Vestib	1.55	0.912	-3.48	6.58
	Distal	Vestibular	5.44	0.007	1.06	9.82
	Lingual	Mesial	-0.05	1.000	-4.98	4.88
	Lingual	Mesio Vestib	1.69	0.936	-4.32	7.69
	Lingual	Vestibular	5.58	0.004	1.34	9.81
	Mesial	Mesio Vestib	1.74	0.943	-4.66	8.13
	Mesial	Vestibular	5.63	0.017	0.69	10.57
	Mesio Vestib	Vestibular	3.89	0.390	-2.17	9.95

### **8.3. INFORME O.T.R.I.**

Nº Reg: 424-2005

## UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

Avda. Séneca, 2  
28040 Madrid  
www.ucm.es



### CONTRATO DE INVESTIGACIÓN

Entre:

*SIRONA EQUIPOS DENTALES IBÉRICA S.A*

y

*DEPARTAMENTO DE PRÓTESIS BUCOFACIAL*



En Madrid, a 15 de Mayo de 2005

**REUNIDOS:**

De una parte, *D. Santiago Sempere Compte, Director General de Sirona Equipos Dentales Ibérica S.A.*, con N.I.F. nº: *37675142-S* y domicilio en *C/Montnegre, 18-24, escalera B, 2º entresuelo, 08029 Barcelona*, con C.I.F. nº: *A62106067*, en virtud de escritura de poder notarial autorizada el día *15 de mayo de 2005* por *D. José Luis Perales Sanz (Ilustre Colegio de Notarios de Cataluña)*.

De otra parte, *D. Juan Antonio Martínez Vázquez de Parga*, con N.I.F. nº: *1489913-L*, como *Profesor Titular* del Departamento de *Prótesis Bucofacial*, de la Facultad de *Odontología* de la Universidad Complutense de Madrid, en adelante UCM.

**EXPONEN:**

1º.- Que *Sirona Equipos Dentales Ibérica S.A.*, está interesada en la realización de una investigación sobre *"Estudio comparativo de ajustes en prótesis fija entre sistemas CAD/CAM y sistemas tradicionales"* por parte del Equipo Investigador que dirige el *Profesor titular D. Juan Antonio Martínez Vázquez de Parga* del Departamento de *Prótesis Bucofacial* del Centro *Odontología* de la UCM.

2º.- Que el Equipo Investigador antes mencionado, está dispuesto a realizar a favor de la *Sirona Equipos Dentales Ibérica S.A.*, Investigación en la que ésta, está interesada.

En su virtud, ambas partes reconociéndose plena capacidad desean celebrar el presente contrato previsto en el Artículo 83 de la Ley Orgánica de Universidades que regula la compatibilidad de los Profesores Universitarios con trabajos y proyectos de carácter científico, y en los artículos 173, 174, 175 y 176 de los Estatutos de la UCM, aprobados por Decreto 58/2003 de 8 de Mayo de Consejo de Gobierno.

**ACUERDAN:**

**PRIMERO.- OBLIGACIÓN DEL EQUIPO INVESTIGADOR**

El Equipo Investigador, en los términos que se expresan en el presente contrato, se obliga a realizar para *Sirona Equipos Dentales Ibérica S.A.* una investigación sobre: *"Estudio comparativo de ajustes en prótesis fija entre sistemas CAD/CAM y sistemas tradicionales"*.

**SEGUNDO.- DEFINICIÓN DE LA INVESTIGACIÓN**

**1. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS**

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

Se pretende con este trabajo determinar el grado de *discrepancia marginal absoluta*, concepto descrito por *Holmes*, de los sistemas CAD/CAM para confeccionar restauraciones dentales, como parámetro fundamental, comparándolo con sistemas tradicionales de restauración.



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*:

- La restauración mecanizada con el sistema CAD/CAM **Cerec 3D** obtendrá un ajuste marginal dentro de los parámetros clínicamente aceptados para prótesis fija.
- La restauración mecanizada obtendrá un similar o *mejor* ajuste marginal que la convencional.

La falta de estudios en relación al sistema **Cerec 3** y la vital importancia del ajuste marginal para el éxito de la prótesis fija, fueron los hechos fundamentales que motivaron este estudio.

Consideramos de relevante importancia la posibilidad de demostrar un comportamiento clínico adecuado del sistema **Cerec 3**, pues como todo sistema CAD/CAM presenta una serie de ventajas que suponen una atractiva invitación para su empleo habitual en la práctica clínica diaria:

1. Disminución de número de visitas clínicas y, con ello, también de los costes.
2. Falta de necesidad del laboratorio durante el proceso, con la consiguiente economización de tiempo y dinero, así como posibles alteraciones consecuentes a una inadecuada confección en el mismo.
3. Las características físico-químicas de las cerámicas empleadas por este tipo de sistemas son tan adecuadas para su utilización en boca como las empleadas para la confección de coronas convencionales.

Se procederá al estudio *in vitro*, del ajuste marginal del sistema más relevante que utiliza técnicas de diseño y procesado por ordenador, **CEREC 3D**, para la confección de restauraciones protésicas totalmente cerámicas (coronas individuales), comparándose, posteriormente, el ajuste marginal de éstas en relación con el sistema tradicional de confección de coronas cerámicas (Jacket cerámica).

Los *objetivos* propuestos en el presente trabajo son los siguientes:

1. Valorar si el ajuste marginal de las restauraciones estudiadas está dentro de los límites aceptados clínicamente.
2. Comparar el ajuste marginal obtenido entre las restauraciones **Cerec 3** y las obtenidas por el *sistema tradicional (IPS Empress 2)*, a fin de determinar cuál de ellas presenta un mayor ajuste.

Este trabajo supone el inicio de un proyecto experimental más ambicioso en el que pretendemos, en una fase posterior, comparar ajustes obtenidos con el sistema **Cerec 3** respecto al sistema tradicional, además de un ensayo clínico de coronas confeccionadas con este sistema.

Paralelamente a este trabajo se realizará un ensayo clínico consistente en la preparación de coronas de recubrimiento total confeccionadas con el sistema **Cerec 3**, a fin de:

1. Estudiar el *ajuste marginal* de las mismas de un modo visual, radiográfico y táctil.
2. Establecer el comportamiento clínico de las coronas confeccionadas con el sistema CAD/CAM **Cerec 3D** en un seguimiento a 5 años.

### TERCERO.- PLAZO PARA LA REALIZACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN

La duración para el desarrollo del proyecto es desde **Mayo 2005** hasta **Enero 2007** debiendo realizar posteriores controles de seguimiento a los pacientes integrantes del ensayo clínico hasta **Enero 2009**, pudiendo renovarse de mutuo acuerdo si ambas partes consideran oportuna su prosecución.



#### CUARTO.- RESPONSABILIDAD DEL EQUIPO INVESTIGADOR

El responsable del trabajo por parte de la UCM, será *D. Juan Antonio Martínez Vázquez de Parga*, que tendrá como interlocutor válido por parte de la Empresa a *D. Santiago Sempere Compte*.

El Equipo Investigador emitirá un informe final estableciendo las conclusiones a que se llegue en el mismo.

#### QUINTO.- OBLIGACIÓN DE PAGO DE LA EMPRESA

*Sirona Equipos Dentales Ibérica S.A.* se compromete a la aportación del material preciso para la realización de la Tesis Doctoral titulada: “*Estudio comparativo de ajustes en prótesis fija entre sistemas CAD/CAM y sistemas tradicionales*”, consistente en:

##### Estudio in Vitro:

Máquina CEREC 3D (para clínica)

Bloques de cerámica Vitablock Mark II.

Unidad de tallado.

Polvo de óxido de titanio para escaneado.

Adhesivo para escaneado.

Fresas de tallado específicas para microfresadora Cerec 3D

#### SEXTO.- OBLIGACIÓN DE SECRETO

Los datos e informes obtenidos durante la realización de los proyectos conjuntos, así como los resultados finales, tendrán carácter confidencial.

#### SÉPTIMO.- TITULARIDAD DE LOS DERECHOS SOBRE LOS RESULTADOS DE LA INVESTIGACIÓN

Se pacta expresamente que todos los derechos de propiedad industrial derivados de las patentes de invención, *know-how* y tecnología, en general, que se desarrollen durante la ejecución del proyecto pertenecerán exclusivamente a *Sirona Equipos Dentales Ibérica S.A.* como único titular de los mismos.

*Sirona Equipos Dentales Ibérica S.A.* podrá explotar libremente los resultados, patentables o no, que tuvieran su origen en el proyecto de investigación a que se refiere este contrato. Asimismo, podrá conceder licencias de explotación para terceros, y de cuya concesión dará cuenta a la UCM. En contrapartida, y en este caso *Sirona Equipos Dentales Ibérica S.A.*, deberá satisfacer una regalía, correspondiente al 10% del derecho de licencia a tercero. La forma de pago se establecerá en cada caso particular.

En el caso de la explotación de los resultados por *Sirona Equipos Dentales Ibérica S.A.* a sus licenciatarios, *Sirona Equipos Dentales Ibérica S.A.* asumirá todas las responsabilidades a que hubiere lugar por uso o garantías dadas a sus clientes. En este caso la UCM no asume ninguna responsabilidad frente a terceros y es ajena a los litigios sobre patentes y a los derivados de la fabricación y explotación comercial de los resultados de la investigación, si bien sus investigadores deberán dar el debido soporte técnico para la defensa de las mismas.

*Sirona Equipos Dentales Ibérica S.A.* se responsabiliza a defender los derechos de propiedad intelectual de la Universidad Complutense de Madrid frente a terceros.

#### OCTAVO.- PUBLICIDAD DE LOS RESULTADOS



Cuando una de las dos partes desee utilizar los resultados parciales o finales, en parte o en su totalidad, para su publicación como artículo, conferencia, etc. deberá solicitar la conformidad de la otra parte por escrito. La otra parte deberá responder en un plazo máximo de 45 días, comunicando su autorización para su difusión. Las partes deberán prestar especial atención a la posible pérdida de la "novedad" para la patentabilidad de los resultados.

#### NOVENO.- DERECHO MORAL DE LOS INVESTIGADORES

Tanto en las publicaciones como en las patentes, se respetará siempre la mención a los autores del trabajo; en estas últimas figurarán en calidad de inventores. En cualquiera de los casos de difusión de resultados se hará siempre referencia especial al presente contrato.

#### DÉCIMO.- AUTORIZACIÓN DE LA UNIVERSIDAD COMPLUTENSE

La eficacia del presente contrato queda supeditada a la obtención de la autorización prevista en la Normativa para contratar con entidades públicas y privadas, o con personas físicas, la realización de trabajos de carácter científico, técnico o artístico, que desarrolla el artículo 83 de la Ley Orgánica de Universidades.

#### UNDÉCIMO.- COMPONENTES DEL EQUIPO INVESTIGADOR

*Dr. Juan Antonio Martínez Vázquez de Parga. NIF: 1489913-L (Profesor Titular)*

*Dr. Jaime del Río Highsmith. NIF: 2703131-X (Catedrático)*

*Dña. Marta Romeo Rubio. NIF: 50315836-R (Profesora Asociada)*

#### DUODÉCIMO.- OBLIGACIONES DE COLABORACIÓN

*Sirona Equipos Dentales Ibérica S.A.* y el Equipo Investigador del Departamento de *Prótesis Bucofacial* del Centro *Odontología* de la Universidad Complutense de Madrid, colaborarán en todo momento de acuerdo con los principios de buena fe y eficacia para que la investigación pueda ser realizada con éxito.

Y para que conste a los efectos oportunos, en prueba de conformidad, las partes firman el presente documento, por triplicado y a un solo efecto, en el lugar y fecha *ut supra*.

POR SIRONA EQUIPOS  
DENTALES IBÉRICA

Fdo.: *Santiago Sempere Compte*

POR LA UNIVERSIDAD COMPLUTENSE  
COMPLUTENSE DE MADRID

Fdo.: *Juan Antonio Martínez Vázquez de Parga*





LA COMISIÓN DE INVESTIGACIÓN de esta Universidad Complutense, en su reunión con fecha 19-12-2005 de conformidad con el artículo 83 de la Ley Orgánica de Universidades, con los artículos 173, 174, 175 y 176 de los Estatutos de la UCM, aprobados por Decreto 58/2003 de 8 de Mayo de Consejo de Gobierno, ha acordado informar **favorablemente** la celebración del Contrato de Investigación y la correspondiente **Compatibilidad** entre **Dña. Marta Romeo Rubio (Componente del Equipo Investigador)** del Departamento de Prótesis Bucofacial de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid y Sirona Equipos Dentales Ibérica, S.A., titulado: “Estudio comparativo de ajustes en prótesis fija entre sistemas CAD/CAM y sistemas tradicionales”.

Madrid, 16 de Enero de 2006

LA VICERRECTORA DE INVESTIGACIÓN  
Y POLÍTICA CIENTÍFICA

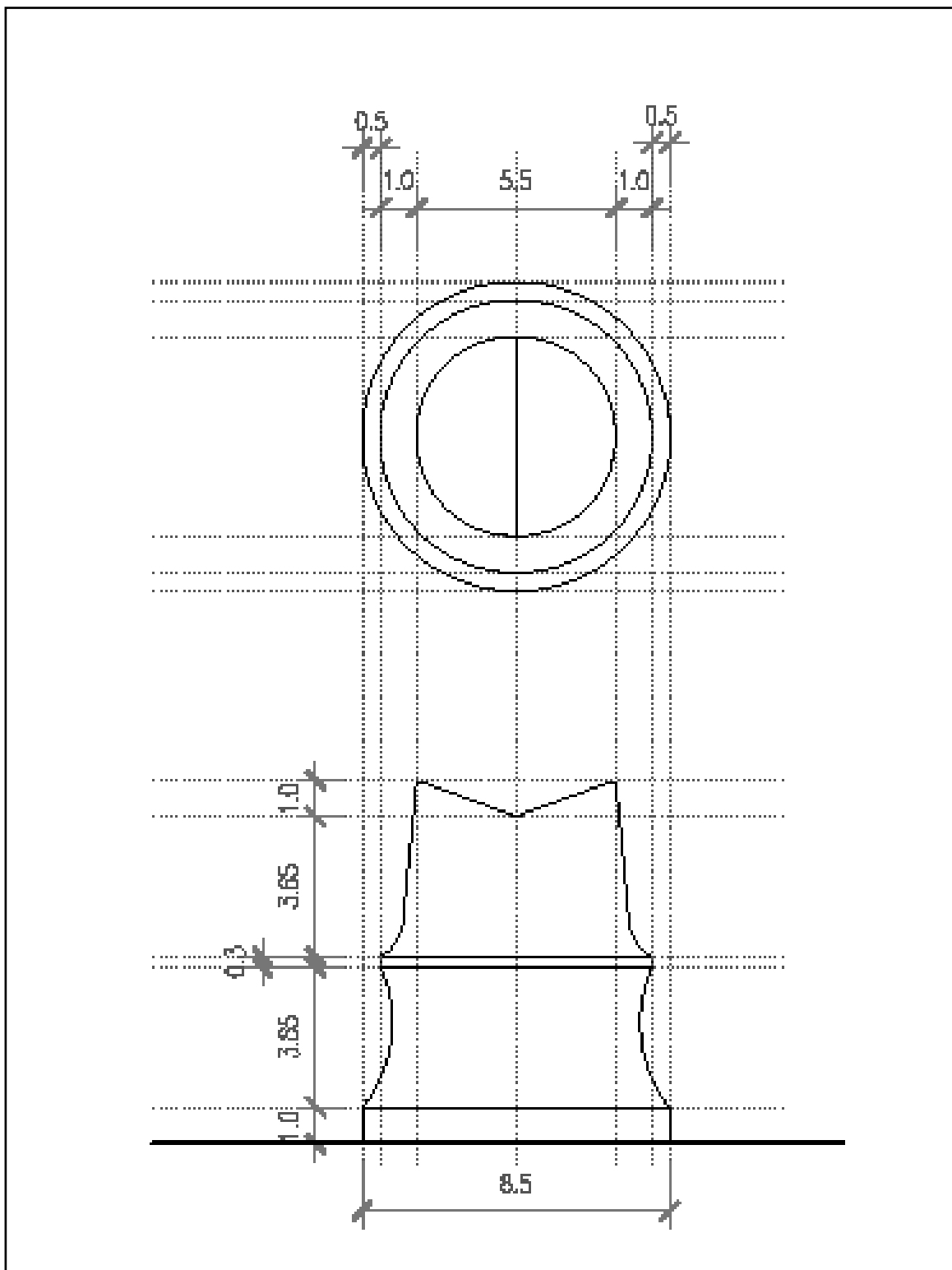
A blue ink signature of Carmen Acebal Sarabia, written over a circular stamp that is a smaller version of the UCM seal.

Fdo.: Carmen Acebal Sarabia

A blue ink signature of Marta Romeo Rubio, written over a horizontal line.

Dña. Marta Romeo Rubio

## **8.4. PLANO PARA LA CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS**



Cotas en MMS.

Escala 3.33/1.

## **8.5. PLANO PARA LA CONFECCIÓN DE LA MORDAZA DE POSICIONAMIENTO**

