



**Universidad de Valparaíso
Facultad de Odontología
Escuela de Odontología
Cátedra de Prótesis Removible**

Estudio Comparativo In Vitro de la Resistencia Compresiva entre Sistema Endocoronas CEREC 3D v/s Coronas CEREC 3D sobre Sistema Mixto

**Trabajo de Investigación
Requisito para optar al
Título de Cirujano Dentista**

**Alumnas: Verónica Godoy Molina
Camila Gómez Molina**

Docente Guía: Dr. Rafael Ceballos O.

**Valparaíso
2007**

Índice

Índice.....	1
Introducción.....	3
Marco Teórico.....	5
o Propiedades Mecánicas de los Materiales.....	5
- Tensión y Resistencia.....	5
- Deformaciones.....	6
- Gráfico Tensión/Deformación.....	6
- Ley de Hooke y Modulo de Yung.....	7
o Restauración de Dientes Tratados Endodónticamente.....	8
- Condicionantes de la Reconstrucción.....	8
- Alternativas de Restauración.....	10
o Porcelana Dental.....	11
- Composición.....	11
- Fabricación.....	12
- Clasificación de las Porcelanas de uso Dental.....	12
- VITABLOCS Mark II.....	15
o Sistema Mixto Poste-Muñón como Alternativa de Tratamiento en Dientes Endodonciados.....	18
- Sistema Poste-Muñón.....	19
- Postes Metálicos Prefabricados.....	20
- Postes Prefabricados de Aleaciones de Titanio: Tenax.....	21
o Tecnología CAD-CAM en Odontología.....	23
o Sistema CEREC.....	23
- Unidad de Impresión CEREC 3D.....	24
- Unidad de Tallado CEREC 3D.....	24
- Etapas Clínicas en el Uso del Sistema CEREC 3D.....	25

Hipótesis Nula.....	30
Hipótesis Alternativa.....	30
Objetivos.....	30
o General.....	30
o Específicos.....	30
Materiales y Método.....	31
o Selección de la Muestra.....	31
o Confección de los Cuerpos de Prueba.....	31
o Registro de las Preparaciones.....	33
o Medición de las Preparaciones.....	33
o Etapas de la Confección de Coronas CEREC 3D.....	34
o Cementación de las Coronas CEREC 3D.....	34
o Pruebas de Fuerza Mecánica.....	34
Resultados.....	35
Discusión.....	42
Conclusiones.....	45
Sugerencias.....	46
Resumen.....	47
Bibliografía.....	48
Anexos.....	51

Introducción

Desde siempre la Odontología se ha preocupado de devolver a sus pacientes la funcionalidad perdida de sus dientes producto de distintos procesos, ya sean estos patológicos como las caries, erosiones, atriciones, etc. o accidentales como las fracturas o avulsiones, sin embargo con el correr de los años la estética ha ido cobrando fuerzas y, sobre todo, en los últimos años es uno de los aspectos fundamentales a considerar a la hora de rehabilitar a un paciente, transformándose en uno de sus principales motivos de consulta y exigencias.

Una de las rehabilitaciones que más ha complicado a los Odontólogos es, sin duda, la de dientes tratados endodónticamente, no solo por la gran pérdida de tejido dentario que suele acompañar a estos casos, sino también por que estamos frente a dientes que al perder su órgano pulpar están disminuidos en su mecano-recepción, lo que los hace más propensos a sufrir fracturas por fuerzas excesivas. Es necesario, por lo tanto, realizar una rehabilitación que proteja al remanente dentario y que asegure su correcta función sin transmitirle cargas adicionales a dicho remanente, y por otro lado que cumpla con las exigencias estéticas del paciente, indistintamente si se trata de un diente anterior o posterior.

Si bien las alternativas de tratamiento para dientes tratados endodónticamente son muchas, una de las más utilizadas y probadas por los Odontólogos en general, es el uso de técnicas mixtas donde se utilizan postes intraradiculares con reconstrucción de un muñón con resinas apropiadas para este fin y la confección posterior de una corona periférica cerámica cementada con sistemas adhesivos, logrando con esto un buen resultado estético y funcional. Para todos los efectos entenderemos, en este trabajo, como sistema mixto al descrito anteriormente.

Dentro de las técnicas mixtas, se ha preferido por largo tiempo el uso de postes de titanio o aleaciones de titanio por ser dentro de los postes metálicos, los que tienen un módulo elástico más similar a la dentina, sin embargo por el problema estético inherente a los postes metálicos y por su rigidez están siendo reemplazados por postes de fibra, a pesar de esto, actualmente los postes de titanio siguen siendo utilizados ampliamente, lo que justifica su utilización dentro de esta investigación.

Por otro lado, es indiscutible que la alternativa más utilizada para la rehabilitación de dientes endodonciados que sufren de gran destrucción coronaria es la prótesis fija, avalada por años de estudios y resultados satisfactorios. En el caso de dientes endodonciados, la técnica clásica consiste en un perno-muñón metálico colado sobre el cual se asienta una cofia también metálica que soportara una corona cerámica cementada sobre esta estructura, teniendo nuevamente el problema estético que nos otorga el metal.

Es así como de la mano con el desarrollo tecnológico y atendiendo a las exigencias estéticas de los pacientes, la industria Odontológica ha buscado distintas alternativas de materiales que si bien deben cumplir con las características de resistencia, durabilidad y biocompatibilidad, deben también asemejarse cada vez más a la dentición natural en cuanto a color y comportamiento ante la luz.

Frente a esta problemática una de las mejores alternativas que ofrece el mercado son las porcelanas, que si bien son utilizadas en Odontología desde hace décadas han ido mejorando sus propiedades en el tiempo hasta permitirnos, actualmente, usarlas en el caso de prótesis fija, sin la necesidad de una base o cofia metálica (Metal free) para asegurar su perfecta funcionalidad y favoreciendo notablemente el resultado estético de nuestras restauraciones.

Es en este contexto que nacen tecnologías como CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing), que permiten no solo la fabricación de restauraciones de porcelanas libres de metal, sino que con un diseño y fabricación asistidos por computadora que facilita notablemente su confección asegurando un resultado de alta calidad y disminuyendo los errores que pudieran cometerse con el trabajo manual, con la consiguiente ganancia de tiempo y por que no decirlo, la confianza y aceptación de nuestros pacientes.

Dentro de estas tecnologías asistidas por computadora una de las más difundidas en nuestro medio es CEREC (Sirona Dental System) que supera ampliamente, bajo el punto de vista estético, a la tradicional porcelana fundida sobre metal, proporcionando una estética, naturalidad y translucidez realmente superior, sin desmedro de las otras propiedades exigibles a una rehabilitación de prótesis fija. Con este sistema se pueden confeccionar cofias enteramente cerámicas, para luego, mediante la técnica incremental y el maquillaje, terminar la corona íntegramente en porcelana, o tallar directamente sobre bloques cerámicos especialmente diseñados para este propósito, la corona completa y posteriormente maquillarla en superficie.

Con tanta alternativa restauradora es necesario saber si estas nuevas tecnologías respetan las propiedades mecánicas y físicas exigidas para asegurar un correcto funcionamiento de nuestras restauraciones en el tiempo y, si es posible, dejar de lado el metal para ir entrando en una era de Odontología netamente estética con iguales resultados funcionales, es por esto que hemos querido compara experimentalmente la resistencia mecánica de dos tipos de restauraciones confeccionadas con el Sistema CEREC 3D: Endocoronas, versus Coronas Periféricas sobre Sistema Mixto; una alternativa netamente estética versus un método tradicional y comprobado de restauración de dientes endodonciados como son los postes de titanio con muñón de resina y coronas cerámicas, respectivamente.

Marco Teórico

Propiedades Mecánicas de los Materiales

El estudio de las propiedades de los materiales, representa el análisis de cómo reaccionan o se comportan éstos frente a diversos agentes. Cuando se trata de un agente físico, podemos hablar del estudio de las Propiedades Físicas.

Dentro de las propiedades físicas encontramos las *Propiedades Mecánicas*, que describen la forma en que un material se comporta ante la acción de fuerzas (energía mecánica), incluyendo fuerzas de tensión, compresión, impacto, cíclicas o de fatiga, es decir describen el comportamiento de la estructura interna de la materia ante la acción de fuerzas externas. Esta modificación interna se explica por la estructura de la materia. La estructura electrónica de un átomo determina la naturaleza de los enlaces atómicos que a su vez contribuye a fijar las propiedades de un material dado. Al aplicar una fuerza de cierta magnitud se puede modificar la posición y la distancia entre los átomos y las moléculas, que externamente se traduce en un cambio de forma del cuerpo y se denomina *Deformación*. (Macchi, 2000a).

Tensión y Resistencia:

Al producirse la deformación en un cuerpo, se generan entre los átomos y moléculas, fuerzas de cohesión (uniones) que se oponen a la acción de la carga, es decir se induce una tensión que se opone a las fuerzas externas. La *Tensión* es la resultante de las fuerzas internas generadas o inducidas entre los átomos y moléculas.

La *Resistencia* es la tensión que absorbe el cuerpo para producir una deformación o al alcanzar su punto de fractura. Si las fuerzas externas superan la tensión máxima de un material, se llega a la ruptura del cuerpo, que es la separación en una determinada zona de los átomos o moléculas que lo componen. Es decir que al hablar de *resistencia a la fractura*, se refiere al punto máximo de absorción de energía antes de fracturarse (tensión final). El valor de resistencia se relaciona con las uniones químicas de un material.

En el estudio de los materiales, la resistencia se expresa en función de la superficie sobre la cual actúa: Resistencia = fuerza/superficie. Las unidades que se utilizan son respectivamente: Pascal (PA) = Newton (N) / Metro cuadrado (m²). Suele transformarse los PA en Megapascuales (MPa): 1MPa = 1.000.000PA

Dependiendo de la dirección de las fuerzas externas, se puede clasificar las tensiones, deformaciones y resistencias en 3 tipos principales: compresivas, traccionales y tangenciales, siendo las primeras las sometidas a estudio en esta investigación.

Cuando la situación es de dos fuerzas de igual dirección actuando en sentido contrario sobre una misma recta, la tendencia es a disminuir la longitud del cuerpo, induciendo dentro de

éste *tensiones compresivas*. Simultáneamente se produce una *deformación en compresión* y si nos referimos a su resistencia máxima hablamos de *resistencia compresiva o resistencia a la compresión*. A pesar de esta clasificación de las tensiones en relación a la forma de actuar de las fuerzas externas, hay que tener en cuenta que las fuerzas no producen sólo un tipo de tensión. Es así como fuerzas compresivas pueden inducir tensiones traccionales y también de corte.

Deformaciones

Como se mencionó anteriormente, deformación es el cambio de forma que experimenta un cuerpo al aplicarle una fuerza, debido a que dicha fuerza supera la energía intermolecular de los átomos en contacto íntimo. Toda fuerza aplicada a un cuerpo, va a producir deformaciones que pueden o no ser apreciables.

Podemos clasificar las deformaciones en plásticas o elásticas. La *deformación Plástica o Permanente*, se produce cuando el cuerpo mantiene su deformación después de que la fuerza ha dejado de actuar, ya que la distancia entre los átomos queda modificada. La *Deformación Elástica*, se produce cuando el cuerpo recupera su forma anterior después de aplicada la fuerza.

La deformación total que puede sufrir un material es la suma de su deformación elástica y de su deformación plástica.

Si un material permite poca deformación permanente, hablamos de un material frágil, como por ejemplo las porcelanas, por el contrario si el material es capaz de sufrir una significativa deformación permanente sin fracturarse, es un material elástico.

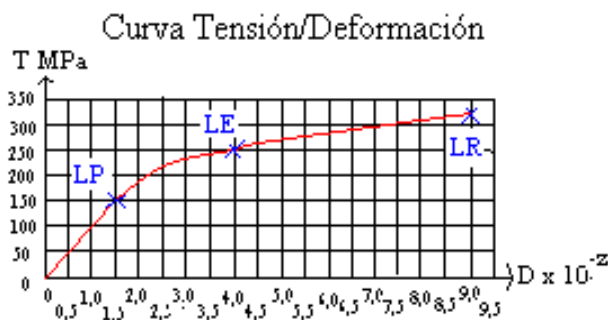
Gráfico Tensión/Deformación.

El análisis del gráfico tensión/deformación permite hacer deducciones sobre las propiedades de un material como su fragilidad o rigidez y realizar comparaciones entre ellos.

Si estudiamos el comportamiento de un material, a través de un gráfico de Tensión v/s Deformación, podremos ver que la deformación que va a sufrir un material sometido a tensión, en un comienzo tiene un comportamiento proporcional a la tensión aplicada lo que se denomina *Proporcionalidad*. El punto donde deja de ser proporcional, se denomina *Limite Proporcional* y bajo este punto el cuerpo se comporta elásticamente.

La tensión máxima que se puede inducir sin producir deformación permanente es ligeramente superior al límite proporcional y se le denomina *Limite Elástico*, sin embargo como éstos dos valores son muy cercanos y difíciles de determinar en forma independiente, en la práctica se pueden considerar sinónimos.

Sobre el límite elástico, el cuerpo comienza a deformarse en forma permanente, hasta que absorbe tanta energía que se fractura, llegando a punto denominado *Limite de Ruptura*.



La curva de Tensión/Deformación teórica muestra:

LP: Límite Proporcional

LE: Límite Elástico

LR: Límite de Ruptura

Ley de Hooke y Modulo de Yung:

Como se dijo anteriormente, en los materiales la deformación es directamente proporcional a la tensión aplicada bajo el límite proporcional, esto se conoce como *Ley de Hooke*.

Si en un determinado material establecemos una relación (cuociente) entre cualquier tensión que no supere el límite proporcional y la correspondiente deformación, se encontrará un valor constante. Esa constante se denomina Módulo de Young o Módulo de Elasticidad.

El *Módulo de Young* o *Ley de Elasticidad* es una medida de la rigidez relativa de un material. Es la relación existente entre tensión y deformación dentro del intervalo del límite proporcional. Es decir, que cuánto mayor sea el módulo de elasticidad de un material, más tensión es necesaria inducir para producir una deformación elástica. (Macchi, 2000b).

Es importante tener presente y muy claras todas estas propiedades de los materiales con el fin de entender posteriormente su eventual comportamiento al ser sometidos a las fuerzas masticatorias habituales.

Según Van Diest Aubele N. (1998), la máxima fuerza masticatoria ejercida por personas jóvenes (promedio de 17,8 años), en ausencia de sintomatología u otra patología a nivel dentario, se encuentra en un rango de 247,9 N a 562,6 N (para incisivos y molares respectivamente). Esta fuerza está influenciada por receptores periodontales y/o pulpares, los cuales establecen un mecanismo nervioso de control inhibitorio sobre los músculos elevadores. También hay otros factores que limitan los valores de registro de esta fuerza, tales como la influencia que ejercen los receptores articulares, musculares y tendíneos. En conjunto señalan hasta que punto podemos apretar sin provocar lesión de los componentes del sistema (Manns A., Díaz G. 1988)

Sin embargo la fuerza masticatoria promedio desarrollada durante la masticación habitual es del orden de los 150 a 200 N, por lo que durante la masticación se emplea solamente el 20 al 30% de la fuerza masticatoria máxima que puede ser ejercida sobre las estructuras del sistema, siendo estas fuerzas las que deben soportar los materiales que se emplean en la confección de restauraciones dentarias. De esta forma se logra la máxima eficiencia masticatoria con el mínimo de esfuerzo y con ausencia de dolor protegiendo la integridad morfofuncional de las estructuras.

Restauración de Dientes Tratados Endodóticamente

La necesidad de realizar un tratamiento de endodoncia en un determinado diente es principalmente por motivos de caries extensas o fracturas que afectan el órgano pulpar de forma irreversible.

Hasta la década de los 60's aún se creía que el tratamiento de conductos debilitaba a los dientes debido a la disminución en el contenido de humedad, pero se ha comprobado que un diente tratado endodóticamente, tiene apenas un 9% menos de humedad, con respecto a un diente vital, lo cual es clínicamente insignificante (Helfer, A.R.; Melnick, S. y Schilder, H., 1972). Por otro lado, se ha demostrado que la apertura endodóptica más la instrumentación disminuyen la rigidez del diente en un 5%, mientras que una cavidad oclusal la disminuye en un 20%, una cavidad mesio-oclusal o disto-oclusal en un 46% y una cavidad mesio-ocluso-distal en un 63% (Reeh, W.S., Messer, H.H. y Douglas, W.H., 1989). Esto deja en claro que es la pérdida de sustancia dentaria lo que debilita a los dientes y no el tratamiento endodóptico por sí mismo.

En el caso de que el tratamiento de endodoncia y la rehabilitación posterior no las haga el mismo profesional, se requiere de una muy buena comunicación entre ellos para entender cuales son los objetivos de cada tratamiento y lograr así una rehabilitación integral del paciente con los mejores resultados a corto y largo plazo (Apuntes cátedra de Operatoria Dental III. 2006).

Con el correr de los años y el desarrollo de tecnologías han aparecido cada vez más alternativas restaurativas, que es responsabilidad de cada profesional conocer y manejar, y es precisamente este desarrollo el que hace más difícil la toma de decisión a la hora de restaurar estos dientes; sin embargo se han definido varios parámetros que es necesario considerar para la rehabilitación según cada caso.

Condicionantes de la Reconstrucción: (J. García Barbero y J. J. Hidalgo Arroquia 2001)

1.- Entorno Biológico:

Es fundamental hacer una vista general de todo el entorno que rodea el diente en cuestión y evaluar si su estado periodontal es el adecuado para iniciar una restauración y si la endodoncia presenta posibilidades de éxito a largo plazo; de no ser así es necesario resolver las causas de fracaso antes de planear la reconstrucción.

2.- Momento de la Restauración:

Debe hacerse en breve plazo con el objetivo de evitar la recontaminación del sistema de conductos que obligaría a un retratamiento. En el caso de que deba aplazarse la restauración por cualquier motivo es fundamental colocar una obturación provisoria hermética capaz de mantener el sellado hasta el momento de la restauración definitiva.

3.- Tamaño y Localización de la Caries:

Al momento de realizar la apertura endodóntica, esta debe hacerse de acuerdo a las reglas que permitan un correcto acceso al sistema de conductos y no tratar de realizar la instrumentación por la cavidad dejada al eliminar la caries, ya que esta suele ser proximal y por lo tanto no se podrán introducir los instrumentos de forma holgada con el consiguiente riesgo de fractura de los mismos y de una mala instrumentación. Por lo tanto en el caso de caries proximales tendemos dos cavidades, una dada por la eliminación de la caries y la otra dada por la apertura endodóntica, que suelen comunicarse, haciendo que la destrucción de la corona sea muy amplia, y si consideramos que la cavidad de acceso reduce la resistencia coronaria a la fractura a menos de la mitad de la que tiene un diete intacto, nos encontramos, por lo general, con estructuras dentarias poco resistentes y, por lo tanto, a restauraciones complicadas.

4.- Tipo de Diente:

Algunas características del diente a tratar, tales como la anatomía de la corona, el número, forma y tamaño de las raíces, su función masticatoria, su ubicación en la arcada, su inclusión en una prótesis fija o removible, entre otras, influyen en la elección de la restauración, tanto en los materiales como en la técnica a emplear.

5.- Requerimientos Estéticos:

En dientes con altos requerimientos estéticos es necesario tener algunas consideraciones especiales en la técnica endodóntica, como por ejemplo, en caso de dientes anteriores que serán restaurados con resina compuesta se debe tener especial cuidado de eliminar la gutapercha más allá del nivel que marca el borde de la encía libre para evitar que con el tiempo el aspecto estético del tercio cervical del diete se vea afectado. Otro aspecto a ser considerado es, en los casos en que los dientes no van a ser recubiertos protésicamente, no dejar restos de tejido necrótico o sangre en la cámara pulpar ya que tiñen el diente y de ser así es necesario posteriormente realiza un blanqueamiento interno y, a veces, terminan en un recubrimiento vestibular con carillas.

Además, José P. Corts Rovere (2003) agrega:

6.- Remanente Dentinario:

Es el elemento básico fundamental como factor de resistencia de los dientes, por lo tanto, al encontrarnos con dientes que están debilitados por el proceso carioso, traumático, etc., es fundamental reforzar y/o reconstruir las paredes debilitadas o perdidas antes de realizar la endodoncia, con los siguientes objetivos:

- a) Facilitar el aislamiento absoluto
- b) Prevenir nuevas fracturas de paredes
- c) Devolver la función habitual al diente
- d) Solucionar alteraciones estéticas
- e) Prevenir la recontaminación y/o percolación.

7.- Efecto Zuncho:

Consiste en mantener la unión de las paredes dentarias que se pierde al realizar la apertura cameral, esto se logra abrazando al menos 2 mm. de estructura coronaria remanente con la restauración, o con un collar cervical metálico en dientes que conservan solo la raíz dentaria. También con odontología adhesiva se pueden mantener las paredes unidas y reforzar internamente la estructura dentaria.

8.- Recubrimiento Oclusal:

Se ha considerado que en el caso de reconstrucción de dientes posteriores endodonciados, sería necesario el recubrimiento oclusal total. Sin embargo es necesario considerar el volumen de remanente dentario y la unión entre paredes, analizadas en relación con los factores funcionales, para decidir si se realiza o no el recubrimiento total.

9.- Control Funcional Oclusal:

En dientes con endodoncia, este factor se torna fundamental, ya que al perder el órgano pulpar se altera su capacidad mecanosensitiva, haciéndolo más susceptible a accidentes por traumatismos funcionales o parafuncionales. Es por esto que debe hacerse un control estricto de la oclusión en dinámica y estática en el momento de realizar la restauración como también la realización de controles periódicos.

10.- Necesidad de Postes Radiculares:

Actualmente la utilización de pernos es muy cuestionada, considerándoseles como “un mal necesario”, y por ello se decide su utilización solo en los casos en que se requiera de retención para la restauración que no pueda darle el remanente dentario.

Alternativas de Restauración

Podemos abordar las alternativas restaurativas según dos perspectivas principales:

- Intracoronaria: Cuando la destrucción coronaria no es muy importante se restaura la apertura cameral y la caries con un material de obturación de forma convencional: Con Odontología adhesiva o con pernitos intradentinales.
- Extracoronaria: Cuando la destrucción coronaria es amplia o total debe optarse por la preparación del diente para recibir una corona de recubrimiento total: Con postes radiculares, con sistema de endocoronas, o con preparaciones convencionales para prótesis fija.

Dentro de las alternativas según el material a utilizar tenemos:

1. Restauración con Amalgama
2. Restauración con Resina Compuesta
3. Restauración con Cemento Ionómero de Vidrio
4. Restauración con Oro Colado
5. Restauración con Porcelana

Siendo las de mayor uso actual, las Resina Compuesta y Porcelanas, según el caso clínico. Sin embargo según Hickel R. y Manhart J. (2001), los materiales de mayor éxito en cuanto a longevidad y causas de fractura son, de mayor a menor, las cerámicas, el oro y el composite.

A continuación nos referiremos exclusivamente a los materiales y técnicas (extracoronaria) que se utilizarán en esta experimentación por ser los de interés.

Porcelana Dental

Gilman en 1967 define a la cerámica como la combinación de uno o varios metales, con un elemento no metálico como el oxígeno. La porcelana dental es parte de la familia de las cerámicas y se define como una loza fin, transparente, clara y lustrosa.

Comúnmente la porcelana es también conocida como cerámica, palabra que viene del griego “Keramos” que significa “de la tierra”; se presenta en forma de polvo que es mezclado con agua o con un líquido aglutinante para poder ser esculpida. (Perez J. 1997)

1) Composición.

La composición de la porcelana usada en Odontología es básicamente la misma de las decorativas; La única diferencia estaría en las proporciones de cada componente básico y en los procedimientos de cocción.

• Componentes Básicos.

- Feldespato (K_2O , Al_2O_3 , $6SiO_2$),
- Cuarzo o Sílice (SiO_2)
- Arcilla o Caolín (Al_2O_3 , $2SiO_2$, $2H_2O$)

La calidad de cualquier porcelana va a depender de la selección de sus componentes, la correcta proporción de ellos y del control de los procesos de cocción.

Además de los componentes básicos suelen agregarse:

- Modificadores del Vidrio.
- Pigmentos Metálicos.

Esto con el objeto de mejorar las propiedades y la estética, respectivamente, de las porcelanas. (Apuntes cátedra de Prótesis Fija I. (2005) Universidad de Valparaíso)

2) Fabricación.

En términos generales, para la fabricación de las porcelanas, tanto feldespáticas como aluminosas, los componentes se mezclan y se cuecen a temperatura elevada formando una fase vítrea.

Esto se enfría rápidamente para preservar la fase vítrea e inducir tensiones que facilita su posterior trituración y luego se pulverizan formando un polvo fino, lo cual se denomina Frita, este proceso se puede realizar varias veces con el fin de incorporar Alúmina cristalina, opacificadores o pigmentos.

Durante el proceso de fusión, el Feldespato reacciona con las capas externas de los cristales de cerámica y los combina en parte, sin fusionarlos totalmente, proceso denominado Sinterización.

Una de las principales diferencia entre los tipos de porcelanas dentales, aparte de las pequeñas variaciones en su composición, está dada por la forma en que estas se presentan, existiendo, a grandes rasgos, las porcelanas en polvo para la fabricación manual de restauraciones por parte del laboratorista y las porcelanas en bloques fabricadas de forma industrial para la confección de restauraciones asistida por computador, ya sea por el laboratorista o por el propio odontólogo. Estas últimas son las utilizadas por la tecnología CAD/CAM. (Apuntes de cátedra de Prótesis Fija I. (2005) Universidad de Valparaíso)

3) Clasificación de las Porcelanas de uso Dental.

Según Álvarez Fernández, M. A. y cols. (2003), se pueden clasificar siguiendo tres criterios diferentes:

- 1.- Según el criterio de la temperatura de procesado
- 2.- Según la composición y características estructurales
- 3.- Según el sistema de procesado y presentación

1.- Según el Criterio de Temperatura de Procesado.

Tabla 1: clasificación de las cerámicas atendiendo a las temperaturas de procesamiento, principales indicaciones, ventajas e inconvenientes y composiciones de las mismas					
DENOMINACIÓN	Tª	INDICACIONES	VENTAJAS	INCONVENIENTES	COMPOSICIÓN PORCENTAJE
Alta fusión	1300-1370°C	Producción industrial de dientes	> resistencia > translucidez < solubilidad soporta muy bien modificaciones repetidas	Gasto energético elevado	
Media fusión	1100-1300°C	Núcleo de elaboración de coronas jacket.	< intervalo de fusión < cambio dimensional al enfriar < porosidad superficial < grietas superficiales	La porcelana se deforma durante las reparaciones repetidas	Dióxido de sílice (64,2 %) Óxido bórico (2,8 %) Óxido potásico (8,2 %) Óxido sodico (1,9 %) Óxido de aluminio (19 %) Óxido de litio (2,1 %) Óxido de litio (2,1 %) Óxido de Mg (0,5 %) Pentóxido de fósforo (0,7%)
Baja fusión	850-1100°C	Recubrimiento estético de núcleos aluminosos y técnicas ceramometálicas			Dióxido de sílice (69,4 %) Óxido bórico (7,5 %) Óxido calcico (1,9 %) Óxido potásico (8,3 %) Óxido sodico (4,8%) Óxido de aluminio (8,1 %)
Muy baja o ultrabaja fusión	<850°C	Combinación con metales como el titanio. Pequeñas rectificaciones: puntos de contacto, anatomía oclusal, ángulos, etc	Mejora las propiedades de las cerámicas de media y baja fusión		
Temperatura ambiente		Procesamiento directo en clínica evitando el laboratorio de prótesis.	Evita el laboratorio de prótesis	No se conocen datos a medio plazo	

2.- Según Composición y Características Estructurales

Tabla 2: clasificación de las porcelanas atendiendo al componente mayoritario que las integran

Clasificación	Denominación	Compuesto principal	Peculiaridades
Cerámicas convencionales	feldespáticas aluminosas	feldespato Óxido de aluminio	Poco estéticas Más resistentes y más estéticas que feldespáticas
Modernas vitrocerámicas	Cerestore*	Alúmina Vidrio de bario Sílice >50%	Granos de muy distintos tamaños, métodos de procesamiento muy diversos, mejoría de la resistencia a la flexión
	Dicor	Alúmina leucita	
	Hi-ceram*	Alúmina 67% Sílice 20%	
	In-ceram	Alúmina 85% zirconio	
	IPS-Empress	Leucita Alúmina 17%	
	Optec.HSP	Leucita Sílice >20%	
	Procera/allceram	Alúmina 99,9% Sílice	
	Cerapearl	Anhídrido fosfórico	

* actualmente ya superadas y abandonadas para uso clínico

3.- Según el Sistema de Procesado y Presentación

Tabla 3: clasificación de las porcelanas atendiendo al criterio del sistema de procesamiento

Clasificación por el sistema de procesado	Nombre comercial	Presentación	Técnica	de colores	Recubierta superficial mediante otras porcelanas
Convencional	Optec Duceram	Polvo+lechada	Capas sobre troquel	diversos	No precisa
Colada	Dicor	Pastillas: lingotes sólidos	Cera perdida	único	Porcelana feldespática
Torneada	Cerec Dicor MGC Celay Procera Allceam	Lingotes cerámicos	CAD-CAM	diversos	Porcelanas compatibles
Prensada o inyectada	IPS- Empress Optec prensada	Lingotes cerámicos	Cera perdida		Porcelana feldespática
Infiltrada	In Ceram	Polvo: Sustrato poroso y vidrio infiltrado			Porcelana feldespática

Dentro de todos los tipos de porcelanas para uso dental nos referiremos solamente al tipo de porcelanas que se utiliza para el sistema CEREC 3D, específicamente a los bloques VITABLOCS Mark II (VITA®) por ser el tipo de bloque cerámico que se utilizará para esta investigación.

4) VITABLOCS Mark II.

La cerámica VITABLOCS® Mark II (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG. Bad Säckingen) es la segunda generación de cerámica CEREC VITABLOCS. Introducida en 1991, mejora las características de fuerza y desgaste de los CEREC VITABLOCS Mark I. Son bloques de cerámica feldespática enriquecida con óxido de aluminio. Esta cerámica es sinterizada a temperaturas entre 1100 °C y 1250 °C al vacío. La microestructura consiste en partículas finas de cristal (4µm de tamaño medio), que no se han disuelto en el vidrio fundido durante la cocción, homogéneamente incrustadas dentro de una matriz vítrea de feldespato. Esta cerámica tiene el comportamiento de abrasión del esmalte dental natural. (Cadafalch Cabaní.J. 2003 y VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG. 2006.)



4.1) Composición Específica. (Cadafalch Cabaní.J. 2003)

SiO₂ (60-64%), Al₂O₃ (20-23%), Na₂O (7-9%),
K₂O (6-8%), CaO (0.3-0.6%), TiO₂ (0-0.01%)

4.2) Presentación.

Los bloques se presentan en envases individuales: cajas con 10 piezas y cajas con 5 piezas.

Disponibles en 10 colores del sistema VITAPAN 3D-MASTER y en los 5 colores del sistema VITAPAN classical. Con distintos tamaños de bloques según sea el requerimiento clínico. (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG. 2006 y Vident TM. 2005).

4.3) Propiedades Físicas.

PROPIEDADES	UNIDAD DE MEDIDA	VALOR
1.Densidad teórica.	g/cm ³	2.46 ± 0.01
2.Índice de refracción.	-----	1.501 ± 0.001
3.Coeficiente de expansión térmica ($\alpha_{20-300^{\circ}\text{C}}$).	10 ⁻⁶ K ⁻¹	8.8 ± 0.2
4.Módulo de elasticidad.	GPa	63 ± 0.5
5.Prueba de dureza de Knoop HK 0.2/30.	-----	521 ± 8
6.Densidad de volumen.	g/cm ³	2.37 ± 0.004
7.Resistencia de flexión.	MPa	154 ± 12
8.Tenacidad de fractura (K _{IC}).	MPa m ^{1/2}	1.21 ± 0.04
9.Resistencia de compresión.	MPa	757 ± 149

(Cadafalch Cabaní.J. 2003)

4.4) Propiedades Biológicas.

La porcelana dental es inerte y no se ha informado de reacciones adversas. La superficie glaseada de la porcelana es pulida y biocompatible, favoreciendo el mantenimiento de la salud de los tejidos gingivales. (Apuntes cátedra de Prótesis Fija I. 2005 Universidad de Valparaíso).

4.5) Ventajas.

- Su utilización desde hace más de 10 años garantiza que han sido comprobados clínicamente millones de veces y su comportamiento de abrasión es muy similar al del esmalte natural.
- La producción industrial estandarizada de estos bloques garantiza una calidad constante y una estructura microscópica homogénea que facilita el trabajo de pulido.
- Su alto grado de translucidez garantiza una excelente integración cromática en los dientes remanentes.
- El color de las restauraciones elaboradas con los VITABLOCS Mark II puede individualizarse con los materiales del VITAVM9 ESTHETIC KIT. (Cadafalch Cabaní.J. 2003 y Sirona Dental Systems. 2006)

4.6) Indicaciones.

Sirven para la confección de inlays, onlays, overlays, coronas parciales, coronas totales y endocoronas de dientes anteriores y posteriores, así como de veneers, en el sistema CAD/CAM CEREC e inLab de la empresa Sirona Dental Systems. (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG. 2006 y Sirona Dental Systems. 2006)

Cerámica sin metal VITA - Tabla de indicaciones

	Cerámica de óxido					Cerámica de feldespato de estructura fina	
	Cerámica de infiltración			Cerámica de sinterización		VITABLOCS Mark II	VITABLOCS TriLuxe
	VITA In-Ceram SPINELL	VITA In-Ceram ALUMINA	VITA In-Ceram ZIRCONIA	VITA In-Ceram AL	VITA In-Ceram YZ		
	—	—	—	●	●	—	—
	○	—	—	—	—	●	○
	○	—	—	—	—	●	●
	—	—	—	—	—	●	●
	—	—	—	—	—	●	●
	●	●	○	●	●	●	●
	—	●	●	●	●	—	—
	—	—	—	—	●	—	—
	—	●	●	●	●	●	●
	—	—	●	—	●	—	—
	—	—	—	—	●	—	—
Material de recubrimiento							

● recomendado ○ posible * con 2 pñnticos, como máximo ** sólo para individualización

Sistema Mixto Poste-Muñón como Alternativa de Tratamiento en Dientes Endodonciados

Los postes intrarradiculares (llamados también espigas o pernos), históricamente han sido considerados como imprescindibles para el tratamiento de dientes tratados endodónticamente.

Poste Radicular, se puede definir como una estructura generalmente rígida de forma y tamaño variable, anclado en un conducto radicular, previamente preparado y acondicionado para recibirlo, cuyo principal propósito es sostener un muñón que pueda ser usado para soportar la restauración final. Existen como alternativas los sistemas de poste muñón colado y los postes prefabricados, siendo éstos últimos los más utilizados y los que consideraremos para este estudio.

Muñón es una extensión del poste en la parte externa del remanente dentario y tiene por funciones: aumentar la resistencia, dar la forma de retención para la restauración final, protege el remanente dentario y transmite las fuerzas de una forma estratégica a la raíz. La fabricación del muñón puede ser a través de materiales de inserción directa o indirecta. Dentro de los primeros, tenemos, materiales en base a resina, cemento ionómero, compómeros, cemento ionómero híbrido y amalgamas. Y dentro de los materiales indirectos existen muñones colados metálicos y cerámicos.

La estructura dentaria remanente y el material de relleno (muñón) son interdependientes en la resistencia final del diente preparado, o sea, uno contribuye para aumentar la resistencia estructural del otro. (Bottino M. A., 2001).

Actualmente se prefieren los productos con una colorimetría semejante a la estructura dentaria, debido a la alta demanda estética. Es por esto que los materiales en base a resina y colados cerámicos son los que más se usan.

El conducto radicular para recibir un poste, debe ser preparado y esto incluso puede hacerse inmediatamente después de la obturación endodóntica. Se puede realizar con fresas Peeso, Gates Glidden o fresas especiales diseñadas para algunos tipos de postes prefabricados. Cuando la porción coronal del conducto está libre de obturación y preparada, el material de obturación remanente se condensa en forma vertical. Una vez colocado el poste, no debería quedar espacio entre el material de obturación y la región apical del poste.

Todo poste intrarradicular ya sea colado o prefabricado, es cementado en el conducto radicular. El cemento aumenta la retención, ayuda a la distribución uniforme de las fuerzas e, idealmente, sella los espacios entre el diente y el poste. Históricamente, el fosfato de zinc ha sido el cemento de elección dando mayores valores de retención que el policarboxilato o las resinas estándar, pero actualmente el cemento a base de resina para postes es el más fuerte y el más utilizado.

Sistema Poste-Muñón

Indicaciones:

Dientes tratados endodónticamente con pérdida extensa de tejido coronario por fractura debido a trauma y/o por caries.

Contraindicaciones:

- Presencia de material de obturación radicular imposible de ser removido (conos de plata, restos de otro perno, etc.)
- Curvatura en la anatomía del conducto radicular que impida tallar el conducto.
- Diámetro, forma o conicidad del conducto que impidan la adaptación del perno.

Objetivos del Poste:

- Estabilización de la estructura remanente del diente
- Adecuada retención del muñón
- Generar un reemplazo por la pérdida de estructura dentaria
- Ayudar en la distribución de fuerzas

Requisitos en la Utilización de los Postes:

Los postes no refuerzan a los dientes tratados endodónticamente, por lo tanto la investigación sobre diseño, forma, diámetro, y profundidad de los postes, ahora se enfoca a temas de retención. Se debe cumplir una serie de requisitos o precauciones para la utilización de los postes radiculares:

- | | |
|--------------|--------------------------------|
| 1.- Diámetro | 4.- Superficie |
| 2.- Forma | 5.- Elementos Antirotacionales |
| 3.- Longitud | 6.- Corrosión |

Procedimiento Clínico.

1. Radiografías para seleccionar el perno o poste intrarradicular (Plantilla de trabajo).
2. Preparación del conducto con fresas precalibradas (kit del fabricante).
3. Radiografía de control con el poste en posición.
4. Acondicionamiento del conducto (Acido Poliacrílico).
5. Acondicionamiento del perno prefabricado (Arenado y estañado), para los metálicos.
6. Cementación del perno prefabricado.
7. Complementación o reconstrucción del muñón coronal.
8. Tallado definitivo del muñón coronal.
9. Confección de la corona provisoria o definitiva.
10. Radiografía de control final.

Postes Metálicos Prefabricados. (Corts Rovere J. P. 2003).

La mayoría de los postes y núcleos hoy en día son prefabricados y su mayor ventaja es que pueden ser realizados en una sola sesión clínica.

Para la utilización de este tipo de postes, la estructura dentaria debe cumplir con ciertas características que permitan un asentamiento adecuado del perno.

El sistema de poste prefabricado, consta de tres componentes:

- El poste prefabricado
- El material del muñón:
 - Ionómero de vidrio
 - Resina compuesta
 - Amalgama
- El cemento para el poste:
 - Ionómero de vidrio
 - Policarboxilato
 - Fosfato de zinc
 - con base de resina compuesta

Clasificación:

Los postes prefabricados pueden ser clasificados en base a su geometría (forma y configuración). Existiendo siete diseños básicos prefabricados:

- Cónica lisa
- Paralela lisa
- Cónica rugosa
- Paralela rugosa
- Paralela con la punta apical cónica
- Cónica atornillada
- Paralela atornillada

También se pueden clasificar en base a su método de retención, existiendo los pernos pasivos, que dependen del cemento para su retención y los activos que tienen algún grado de interdigitación con la dentina.

Ventajas de los Postes Prefabricados:

- Relativa facilidad de uso y disponibilidad inmediata.
- Algunos sistemas (Coltene/Whaledent) proporcionan canales de escape para disminuir la presión hidráulica del cemento

- Diversos tamaños y posibilidad de combinar el poste con pines.
- En conductos delgados su adaptación es buena.
- Menor tiempo clínico que los postes vaciados, puesto que pueden colocarse en una sesión.
- Posibilidad de utilizarlos en urgencias.
- Su costo es menor
- Son marcadamente resistentes.

Desventajas:

- Los postes de forma cilíndrica requieren una gran profundidad en conductos cónicos.
- Falta de adaptabilidad en la totalidad de los casos. El conducto debe adaptarse a la forma del poste y no el poste adaptarlo a la forma del conducto.
- Necesidad de un material diverso para la construcción del muñón. Es posible reacciones químicas cuando el muñón y el poste son de diferente metal.
- Su aplicación es limitada cuando una gran cantidad de diente se ha perdido.
- No existe un diseño adecuado para todo tipo de conductos.
- La gran cantidad de materiales dificulta la selección adecuada.

Postes Prefabricados de Aleaciones de Titanio: Tenax (Coltene/Whaledent)

Es un sistema prefabricado de postes intrarradiculares, este sistema presenta tres alternativas de procedimiento:

- 1.- Poste prefabricado de aleación de titanio para confeccionar el poste-muñón en una sola sesión.
- 2.- Espigas plásticas para realizar muñones directos de Duralay. Confeccionando el poste-muñón en dos sesiones.
- 3.- Postes de aluminio anodizados para realizar método indirecto, facilitando la impresión del conducto y además se utilizan para la confección del provisorio.

El poste prefabricado está constituido de una aleación de titanio en un 90%, 6% de Vanadio y 4% de Aluminio.

Presenta un diseño cilindro-cónico, los primeros 2/3 son paralelos pasivos de alta retención, y el 1/3 restante es cónico pasivo esto permite una óptima congruencia entre morfología del conducto radicular y el endoposte, realizando de esta forma una preparación más conservadora del conducto sin gastar estructura dentaria innecesariamente.

Consta de un cabezal triple de pequeño tamaño, con un diseño altamente retentivo que puede ajustarse a la longitud radicular del poste. El muñón puede construirse de cualquier material de obturación plástica.

El poste posee surcos de espirales concéntricos que lo hacen 5 veces más retentivos que un poste cónico colado, impidiendo la rotación y permitiendo la retención del medio cementante.

Otra característica del perno es que presenta un canal longitudinal de escape, el cual reduce la presión hidrostática en las paredes y el ápice radicular durante la cementación asegurando la retención del poste. La cementación de este poste es pasiva por lo que no genera tensiones. Permite la salida de excesos de cemento, facilita la salida del aire atrapado en el conducto y previene la rotación del poste.

Indicaciones:

- Cuando se requiere un tratamiento de alta calidad en un mínimo tiempo de trabajo.
- Muñones con ciertas divergencias en prótesis fija plural.
- Para una práctica más eficiente, sencilla, versátil y rentable.

Contraindicaciones:

- Dificultad de acceso al área de trabajo.
- Imposibilidad de lograr un adecuado aislamiento.

Ventajas:

- Sencillo de usar.
- Aleaciones de titanio más resistentes que titanio puro.
- No corrosivas.
- Alta biocompatibilidad.

Etapa Clínica:

- | | |
|--|--------|
| 1.- Desobturación y preparación del conducto | 25min. |
| 2.- Prueba y ajuste del poste. | 5min. |
| 3.- Cementación | 8min. |
| 4.- Reconstrucción coronaria del muñón. | |
| 5.- Construcción provisoria o definitiva | |

La cementación tiene que ser con un cemento adhesivo de tipo resinoso de preferencia, para mejorar la retención del perno. Una vez fijado el perno, se procede a la reconstrucción del muñón con el material deseado por el operado (Toledo. P, Uribe. C, Villarroel. M., 2000).

Tecnología CAD-CAM en Odontología

Las técnicas protésicas han ido evolucionando y adaptándose a las exigencias de la odontología moderna. De ahí la marcada tendencia actual a las restauraciones bioestéticas de alta calidad. La demanda de restauraciones exentas de metales crece continuamente e impone nuevos sistemas de elaboración, más tecnológicos y que requieran de menos tiempo para su elaboración.

Hoy la máxima expresión de tecnología aplicada en Odontología es la tecnología CAD/CAM su nombre deriva del inglés Computer –Aided Dessing y Computer Aided Manufacturing (Diseño asistido por computador y fabricación asistida por computador).

Las técnicas CAD/CAM se introdujeron a la odontología en 1971 y consisten, a grandes rasgos, en diseñar y confeccionar mecánicamente, estructuras cerámicas con la ayuda del computador, a partir de un bloque cerámico previamente sinterizado.

Dentro de estos sistemas que confeccionan restauraciones íntegramente de cerámica, encontramos distintas ofertas del mercado, como son Procera (Nobel Biocare), Cercom (Dentsply), Celay (Mikrona Technologie), Everest (Kavo), Lava (3M) y CEREC (Sirona Dental System).

De todos los sistemas de trabajo desarrollados hasta la fecha destacaremos a CEREC por ser el que utilizaremos en nuestro estudio.

Sistema CEREC

El nombre CEREC procede de **C**ERamic **RE**Construction. Este método fue desarrollado en 1980 por W. Mörmann y el Dr. M. Brandestini en la Universidad de Zúrich. En 1985 se trataron los primeros pacientes con CEREC en la Universidad de Zúrich. Desde entonces, CEREC ha continuado evolucionando, presentándose en diferentes versiones. Hoy CEREC es la abreviatura de **C**hairside **E**conomical **R**estorations of **E**sthetic **C**eramics. (Lackey A. 2003).

Con CEREC 2 surgió la posibilidad de fabricar, además de inlays, onlays, coronas parciales y carillas; coronas completas y endocoronas, con una muy buena performance clínica a largo plazo, haciéndolas una atractiva y segura alternativa restauradora respaldada por diversos estudios. (Bindl A. Richter B., Mörmann WH., 2005, Otto T., 2004 y Sjögren, G., Molin, M., Van Dijken, JW. 2004).

Como resultado se obtienen restauraciones cerámicas biocompatibles, sin metales y que imitan el color de los dientes. Con una buena adaptación cromática según los criterios de la CDA (California Dental Association) con un 87% de adaptación cromática excelente, o según los del USPHS (U. S. Public Health Service), el cual clasifica la calidad superficial y la adaptación cromática de todas las restauraciones como “excelente” o “clínicamente buena”. (Sjögren, G., Molin, M., Van Dijken, JW. 2004 y Reich S, Hornberger H. 2002).

Se pueden seguir utilizando en la misma sesión de tratamiento, sin impresiones ni la necesidad de confeccionar restauraciones provisionarias.

El sistema CEREC, cuenta con diversas versiones, sin embargo la descripción del sistema, en este estudio, está basada en el CEREC 3D por ser la última versión aparecida en el mercado el año 2000, fabricada para nuestra especialidad.

El sistema CEREC 3D cuenta con una unidad de impresión óptica y una unidad de fresado. El control se realiza desde un PC. La unidad de impresión óptica y la unidad de fresado se pueden conectar por cable o por radio.

Los detalles técnicos no se mencionarán en este estudio.

Unidad de Impresión CEREC 3D.

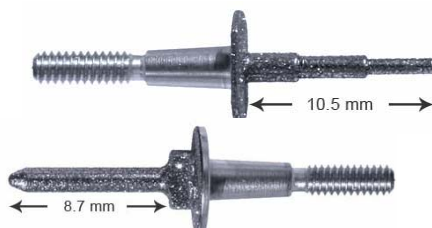
Básicamente es un computador convencional cuya apariencia externa ha sido modificada para hacerla más acorde al ambiente clínico. Está provisto de una cámara intraoral para la digitalización de la preparación dentaria (scanner), que permite obtener imágenes tridimensionales de la preparación en el monitor de pantalla e ir seleccionando las más adecuadas según el criterio del clínico. También permite obtener la imagen del antagonista, del registro de mordida y de los dientes vecinos.



Unidad de Tallado CEREC 3D.

La unidad de tallado puede estar conectada a la unidad óptica mediante radio. Esto también permite realizar otras restauraciones en el PC mientras la máquina esta tallando.

La unidad talladora de CEREC 3D posee 2 fresas diamantadas puestas en forma opuesta, quedando el bloque cerámico en el medio. Una de estas fresas es cilíndrica de punta plana, y es la encargada de fresar la estructura interna de la restauración. La otra es troncocónica y es la encargada del tallado de la superficie externa.



Etapas Clínicas en el Uso del Sistema CEREC 3D

1.- Preparación Dentaria:

Debido a la versatilidad de este sistema, las preparaciones dentarias varían según la restauración que se va a efectuar, pero como requisitos para todas las preparaciones, el sistema CEREC 3D exigen ciertas reglas generales, como son: Tejidos periodontales sanos, límites de la preparación supragingivales y cavidad perfectamente tallada según las indicaciones del fabricante.

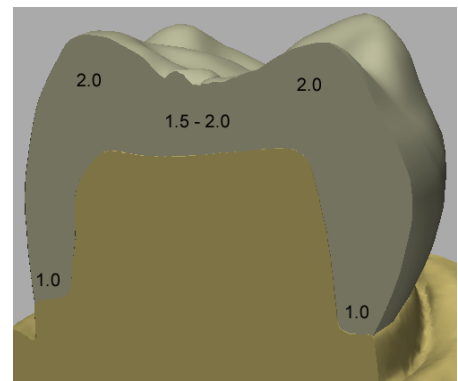
En este estudio se describirán las preparaciones para Endocoronas CEREC 3D y Coronas CEREC 3D periféricas sobre sistema Mixto, por ser las sometidas a experimentación.

1.2.-Preparación para Coronas Periféricas y Endocoronas CEREC 3D:

Para las coronas periféricas y endocoronas CEREC 3D se utilizan las técnicas de preparación convencionales.

Según Goodacre Ch., Campagni V., Aquilino A., (2001), las preparaciones dentarias para coronas completas libres de metal, deben seguir la siguiente planimetría:

1. Convergencia oclusal total entre 10° y 20°.
2. Dimensión ocluso-cervical de 3mm para premolares y anteriores, preparados con la convergencia oclusal total indicada.
3. Una relación entre dimensión ocluso-cervical y dimensión vestibulo-lingual, igual o mayor a 0,4.
4. Morfología circunferencial, para premolares, de forma oval, conservando las esquinas vestibulo-proximales y linguo-proximales de las preparaciones.
5. Ubicación de la línea de terminación supragingivalmente cuando las condiciones dentarias y la estética lo permitan. Cuando se requieran líneas de terminación subgingivales, no deben ser extendidas al epitelio de unión.
6. Forma de la línea de terminación en hombro o chamfer, cuando son coronas cementadas a dientes preparados.
7. Profundidad de la línea de terminación en un rango entre 0,5 a 1,0mm.
8. Profundidad de reducción axial no mayor de 1mm, cuando se usan sistemas semitraslúcidos.



9. Profundidad de reducción oclusal de 2mm.
10. Forma de ángulos lineales redondeados.
11. Textura superficial con un grado razonable de suavidad para preparaciones dentarias donde se utilizará cemento adhesivo.

2.- Digitalización de la Preparación:

Antes de obtener imágenes de la preparación dentaria, ésta es revestida con aerosol de dióxido de titanio (CEREC powder) para evitar que las diferentes propiedades óptica del esmalte y la dentina repercutan en la precisión de la toma de imagen. Así, una fina capa de dióxido de titanio produce una alta uniformidad en la distribución de la luz y mejora la imagen tridimensional de la preparación.



Se posiciona la cámara axialmente sobre la preparación, el operador detiene la imagen, se cerciora de que es la imagen más apropiada y se graba, pudiendo repetirla si no es satisfactoria.



Se puede seleccionar más de una imagen que el programa superpone para obtener una copia fiel de la preparación.

3.- Diseño Computacional:

Esta etapa se realiza mediante un CEREC 3D Software que permite la construcción asistida por computador de restauraciones. Mediante este Software se crea una imagen tridimensional de la restauración a tallar.

Primero se determina en qué diente se va a trabajar y que tipo de restauración se indicó para éste (corona, inlay, onlay, etc.). Se seleccionará la imagen de la preparación escaneada y se proyecta una imagen tridimensional de ésta. Es necesario determinar en forma exacta ciertos parámetros básicos como la línea de terminación cervical, el punto de contacto con los dientes vecinos, la ubicación de las cúspides y margen de la preparación. En toda la etapa de diseño se pueden abrir ventanas paralelas y simultáneas que muestran los cortes de la preparación y la forma de la restauración que se está creando, de esta manera se individualiza mejor la restauración a cada caso clínico. También se determina la forma que se quiere dar a la restauración y la posición de los surcos.

4.- Selección del Bloque Cerámico:

En el mercado existen diversas empresas que fabrican bloques de cerámica de alta calidad especiales para ser usados por el sistema CEREC 3D, como ya se mencionó, una de éstas es la empresa VITA con su producto VITABLOCS, los cuales se dividen en diferentes tipos. Se debe seleccionar el bloque apropiado tomando en consideración las recomendaciones de tamaño que efectúa el computador, y el color apropiado para el caso clínico.

Dentro de los VITABLOCS presentes en el mercado encontramos:

- VITABLOCS ZIRCONIA.
- VITABLOCS ALUMINA
- VITABLOCS SPINELL
- VITABLOCS ESTHETIC LINE
- VITABLOCS MARK II



La cerámica VITABLOCS Mark II será la utilizada en este estudio, como se mencionó anteriormente.

5. Tallado de la Restauración:

El bloque cerámico seleccionado se pone en posición y se atornilla. La máquina verifica el desgaste de los elementos talladores, lo compensa y comienza con el proceso de tallado.



El tallado de las restauraciones se hace bajo un intenso flujo de agua para lograr una adecuada refrigeración. Las fresas tallan el bloque cerámico en forma contrapuesta y simultánea. Este proceso, dependiendo del tamaño y complejidad de la restauración, puede tardar entre 10 a 15 minutos.

El fresado termina cuando la corona se forma completamente y se separa del bloque cerámico restante.

6. Terminación y Modificaciones:

Siempre bajo una refrigeración acuosa adecuada, se debe desgastar cualquier resto cerámico que quede en la restauración que provenga del punto de unión con el bloque y se pule. Este pulido puede ser con fresas diamantadas de acabado, o con discos recubiertos en óxido de aluminio.

7. Prueba de la Restauración

Una vez confeccionada la corona se procede a su prueba en boca. Los parámetros a observar son su integridad, su ajuste en perímetro, con los dientes vecinos y con su antagonista, deben tener retención sobre la preparación debido a que se ha tallado el espacio para el material de cementación. En el caso de las endocoronas hay que asegurarse, además, del asentamiento de la espiga dentro del conducto y de la integridad de ella.

8. Glaseado y/o Pulido

Una vez inspeccionada la corona y comprobado su asentamiento se tiene dos alternativas para darle el aspecto estético final: Se pueden pulir con sistemas de pulido convencionales para cerámica y composite o se puede realizar el glaseado y maquillado de la corona. Para el glaseado existen múltiples sistemas o kit tanto para darle el brillo final como para realizar maquillajes y tinciones que dan el aspecto natural característico.

Para la realización de este estudio no realizará el glaseado ni el pulido de las coronas.

9. Fijación Adhesiva:

La fijación adhesiva de la restauración se realiza de modo similar a la de las restauraciones convencionales. Tanto el esmalte como la dentina, son grabados con ácido fosfórico al 37%, selectivamente, primero en esmalte 15 segundos y luego las áreas de dentina de 10 a 15 segundos. Se enjuaga profusamente la zona, eliminando el ácido y se seca. Por otra parte, la restauración de cerámica se trata con ácido fluorhídrico al 11% durante 60 a 90 segundos, se enjuagan a presión y se silaniza.

Luego viene la etapa de aplicación del adhesivo en la preparación para luego aplicar el cemento de fijación, eliminar excedentes en las zonas proximales y presionar la restauración. Los tiempos y materiales varían según el sistema de elección para cementar e instrucciones del fabricante.

10. Tiempo de Trabajo Requerido:

La duración total de un tratamiento CEREC 3D depende tanto del método de trabajo individual de cada odontólogo y de su equipo, como de la indicación y del tamaño y tipo de restauración. El tiempo efectivo de un tratamiento típico de Corona CEREC 3D, va de 40 a 45 minutos.

Según Spaniel J. (2003) el tiempo total desde que se realiza la preparación dentaria en el paciente hasta la terminación y pulido de la restauración, con la ayuda del asistente dental, son aproximadamente 64 minutos, ajustándose al siguiente protocolo:

TABLE 1—SAMPLE CEREC® 3D PROTOCOL

- Preparation: 10 minutes (dentist)
- Powder: 30 seconds (dental assistant)
- Image: 30 seconds (dental assistant)
- Design: 10 minutes (dental assistant)
(Figure 1)
- Milling: 16 minutes (machine)
- Try-in: 10 minutes (dental assistant)
(Figure 2)
- Seating: 2 minutes (dentist) (Figure 3)
- Finishing/polishing: 15 minutes (dentist)

**Total: dentist: 27 minutes + dental assistant:
21 minutes + machine: 16 minutes =
64 minutes from preparation to polish.**

Hipótesis Nula

No existe diferencia en la resistencia mecánica compresiva (daN) de los sistemas endocoronas CEREC 3D v/s coronas CEREC 3D periféricas sobre sistema mixto (pernos prefabricados de titanio con muñón reconstruido en resina).

Hipótesis Alternativa

Existe diferencia en la resistencia mecánica compresiva (daN) de los sistemas endocoronas CEREC 3D v/s coronas CEREC 3D periféricas sobre sistema mixto (pernos prefabricados de titanio con muñón reconstruido en resina).

Objetivos

General

Comparar la resistencia mecánica compresiva de dientes rehabilitados con los sistemas endocoronas CEREC 3D v/s coronas CEREC 3D periféricas sobre sistema mixto.

Específicos

1. Comparar las endocoronas total cerámicas fabricadas con sistema CEREC 3D versus las coronas periféricas CEREC 3D fabricadas sobre sistema mixto, en cuanto al cumplimiento de exigencias de resistencia compresiva necesarias para una rehabilitación en el sector posterior.
2. Describir a que nivel se produce la falla y/o fractura, ya sea en material y/o dentaria, al ser sometida a fuerzas compresivas extremas en ambos tipos de rehabilitación.
3. Comparar si las fallas y/o fracturas producidas siguen igual patrón y distribución en ambos tipos de restauración.
4. Determinar cual tipo de restauración soporta, distribuye y transmite mejor las cargas aplicadas sobre ellas.

Materiales y Método

1) Selección de la Muestra

1.1) Universo.

Para la realización de este estudio experimental in Vitro se seleccionó un Universo de 100 premolares humanos recolectados entre Septiembre del 2006 a Marzo del 2007.

1.2) Muestra.

Del universo se seleccionó una muestra de 40 premolares birradiculares, extraídos y mantenidos en suero fisiológico.

Los parámetros de exclusión fueron los siguientes:

- Premolares unirradiculados.
- Premolares con conducto curvo.
- Premolares sin formación radicular completa.
- Presencia de caries o falta de integridad coronaria.
- Presencia de restauraciones.

A cada diente se le realizaron mediciones de la longitud radicular obteniéndose un rango de variación de la muestra, por ser este parámetro de interés para el estudio.

Los dientes seleccionados fueron limpiados con una solución de Hipoclorito de Sodio durante 10 minutos, posteriormente se lavaron con agua corriente y se eliminó el tártaro adherido con ultrasonido.

El almacenamiento de los dientes fue en suero fisiológico a temperatura ambiente hasta la confección del cuerpo de prueba.

1.3) Variables.

La variable a evaluar es la fuerza compresiva aplicada a las preparaciones.

2) Confección de los Cuerpos de Prueba. (Anexo 1, Figura nº 1 y Anexo 2)

2.1) Preparación de Troqueles:

Los dientes seleccionados se montaron en troqueles cilíndricos de acrílico Marché rosado de autocurado de 5 cm³, dejando expuesto 2 mm de raíz bajo el LAC.

2.2) Preparaciones Dentarias:

A los 40 premolares seleccionados, se les preparó el conducto con fresas Gate Gliden en los 2/3 Coronarios y Limas K-Flex a longitud de trabajo, a modo de preparaciones endodónticas convencionales.

Terminada esta etapa los 40 premolares fueron divididos en forma aleatoria en dos grupos muestrales de 20 dientes.

Grupo A: 20 dientes. Sistema endocorona CEREC 3D.

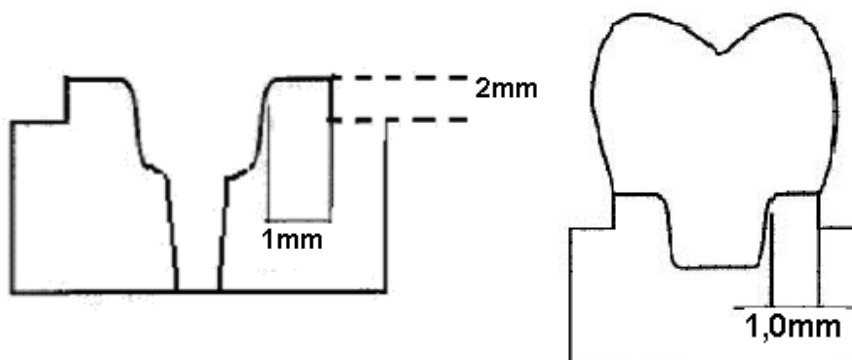
Grupo B: 20 dientes. Coronas CEREC 3D periféricas sobre sistema Mixto.

2.2.1) Preparaciones Dentarias Grupo A:

A los 20 dientes de este grupo se les talló la preparación dentaria indicada para endocorona, siguiendo los criterios mencionados para coronas libres de metal y las indicaciones del fabricante.

Para el tallado de la preparación se utilizó una fresa diamantada troncocónica de grano medio con una punta de 1mm de diámetro.

Luego se prepararon los conductos con fresas Pecho n° 1, 2 y 3 hasta una longitud de 5 mm, ya que el scanner o sistema de lectura del sistema CEREC 3D solo es capaz de leer hasta esta longitud dentro del conducto de forma clara.



2.2.2) Preparaciones Dentarias Grupo B:

A los dientes del grupo B, se les realizó la preparación indicada para coronas periféricas siguiendo los criterios mencionados para coronas libres de metal y las indicaciones del fabricante.

Luego se preparó el conducto con las fresas del sistema de pernos prefabricados de titanio TENAX según las indicaciones del fabricante. Se acondicionó el tejido dentario con ácido fosfórico al 37% Dentsply, luego se realizó la técnica adhesiva con una combinación de Self Cure Activator (Activador de autopolimerización) más adhesivo Prime & Bond 2.1 NT Dentsply, siguiendo las indicaciones del fabricante.

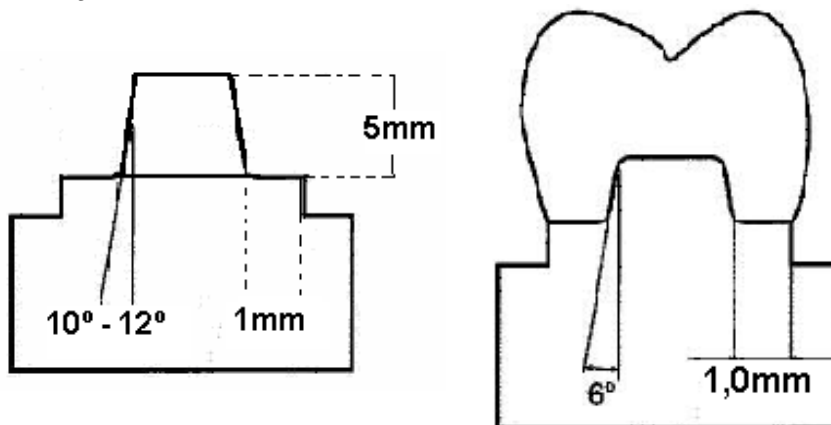
La cementación del perno se llevó a cabo con cemento Calibra (Cemento de resina de curado dual Dentsply), con asentamiento manual, se retiraron los excesos y se fotopolimerizó por

20 segundos. Para completar el proceso de polimerización se aplicó un peso de 5 Kg. sobre las coronas con el objeto de estandarizar este proceso.

Luego de cementado el perno se fabricó el muñón de resina a mano alzada, para lo que se utilizó la resina de fotocurado para dientes posteriores Solare P (Latin América GC Dental Products Corp).

El muñón cumple con las siguientes características generales:

- Paredes lo más lisas y rectas posibles.
- Ángulos perfectamente marcados.
- Convergencia/divergencia de las paredes de 10° a 12° , idealmente paralelas.
- Desgaste circunferencial de 1 mm.
- Terminación cervical en escalón nítido.
- Altura 5 mm.



3) Registro de las Preparaciones

Una vez tallada las preparaciones en ambos grupos, se obtuvo una imagen digital de la cara oclusal de cada una, a través del Proyector Digital Samsung UF-80D 200M óptico 14X. También se obtuvo un registro de imagen de los muñones reconstruidos.

4) Medición de las Preparaciones

Con un instrumento de medición Piedemetro análogo de precisión de 0.02 mm se obtuvieron los siguientes registros:

- Altura de las preparaciones del grupo A y B, determinada de un promedio entre la altura mayor y menor de cada preparación.
- Medida de los escalones del grupo A y B tanto en sentido vestíbulo- palatino como mesio-distal, a través del registro de la distancia entre el contorno del diente y la pared axial del

remanente coronario.

- Altura de los muñones del grupo B, para estandarizarla en 5 mm.

5) Etapas de la Confección de Coronas CEREC 3D

- 1.- Fabricación de coronas CEREC 3D para el grupo A y B:
 - Rocío de una capa fina de dióxido de titanio sobre la preparación.
 - Obtención de la imagen vía scanner.
 - Diseño computacional.
 - Selección del bloque cerámico.
 - Tallado.

6) Cementación de las Coronas CEREC 3D

Obtenida las coronas CEREC 3D se procedió a su cementación con cemento Calibra (Cemento de resina de curado dual Dentsply), más una mezcla de Self Cure Activator Dentsply (Activador de autopolimerización) y Prime & Bond 2.1 NT Dentsply, siguiendo las indicaciones del fabricante. Las coronas fueron guardadas nuevamente en solución de suero fisiológico, hasta las pruebas mecánicas.

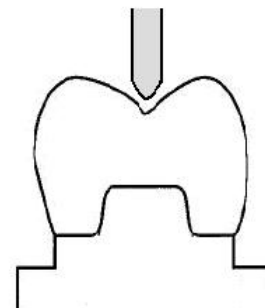
7) Pruebas de Fuerza Mecánica: (Anexo 1, Figura nº 2 y Anexo 2)

La prueba de fractura se realizó en el laboratorio de Tecnología Mecánica de la Universidad Técnica Federico Santa María. Este Laboratorio cuenta con la máquina de ensayo universal INSTRON necesaria para evaluar la resistencia mecánica de diferentes materiales.

La aplicación de fuerzas compresivas se realizó mediante una púa metálica con un radio de punta de 1 mm. La púa se ubicó axialmente sobre la superficie oclusal de las coronas, específicamente en el surco central, equidistante a los vértices vestibular y palatino.

Se utilizó un rango de carga de 100 daN con una velocidad de 1mm/seg hasta la fractura, momento en el cual la máquina, automáticamente, deja de hacer compresión al no encontrar resistencia en su desplazamiento.

La Instron está conectada a un computador que permite calibrar la máquina según los requerimientos de cada ensayo. A medida que la prueba es efectuada los datos son registrados en un gráfico que puede ser grabado e impreso. Otros datos no entregados por la máquina Instron fueron predefinidos y registrados en una plantilla Excel (Anexo 3).



Resultados

Luego de haber sometido a las pruebas mecánicas ambos grupos de coronas CEREC 3D, se obtuvo un valor máximo de resistencia a la fuerza compresiva, que era expresado en deca Newton (daN).

Los datos de las fuerzas fueron obtenidos de la base de datos de la máquina Instron. Para cada uno de los cuerpos de prueba se obtuvo un Gráfico de Compresión (Fuerza v/s Desplazamiento), en el cual se daba con precisión de centésimas el valor de la Fuerza máxima aplicada a las coronas y se podía registrar el momento exacto de fractura, como también el Desplazamiento (mm) y la Fluencia (daN).

Para el análisis estadístico se utilizaron los programas Statdisk 9,5 (2004), Minitab 15,1 (2007), además se utilizó Excel como plantilla para el registro de datos.

Una vez recopilados los datos fueron sometidos a un análisis de distribución normal, como se presenta a continuación:

Grupo A Endocoronas CEREC 3D

Curva de Distribución Normal

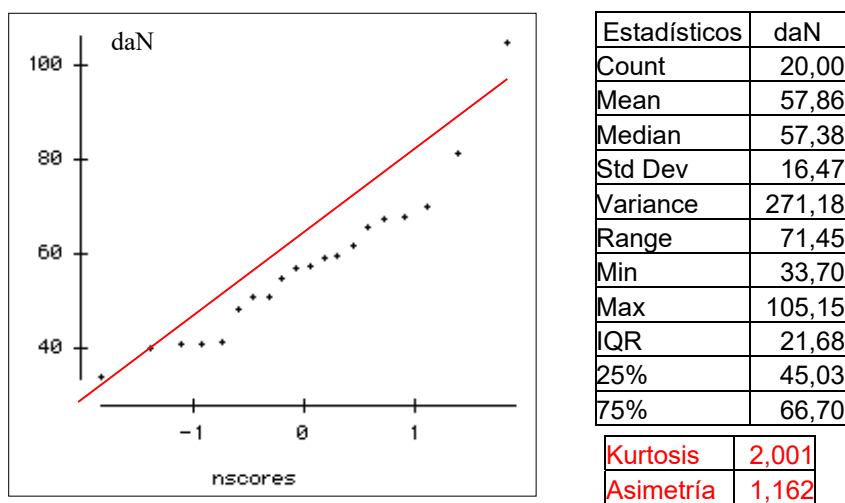


Fig. N° 1: Distribución de los datos en relación a las fuerzas aplicadas (daN) en el grupo de las endocoronas. Se observa la presencia de un dato escapado.

Curva de Densidad de Distribución

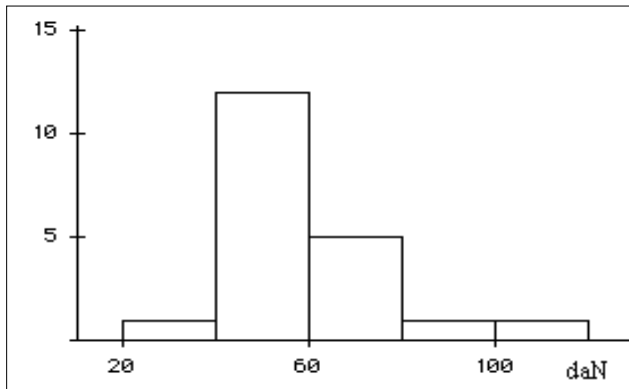
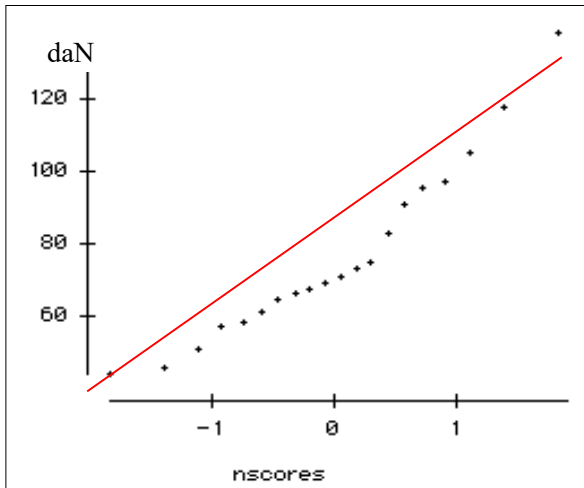


Fig. N° 2: Histograma de densidad de distribución de los datos en relación a las fuerzas aplicadas (daN) en el grupo de las endocoronas.

Grupo B Coronas CEREC 3D Periféricas

Curva de Distribución Normal



Estadísticos	daN
Count	20,00
Mean	76,72
Median	70,35
Std Dev	24,69
Variante	609,58
Range	94,75
Min	44,00
Max	138,75
IQR	34,03
25th%	59,58
75th%	93,60

Kurtosis	0,693
Asimetría	0,960

Fig. N° 3: Distribución de los datos en relación a las fuerzas aplicadas (daN) en el grupo de las coronas periféricas. Se observa la presencia de un dato escapado.

Curva de Densidad de Distribución

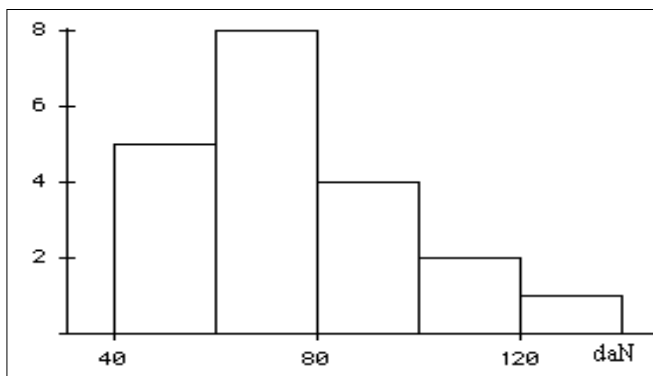
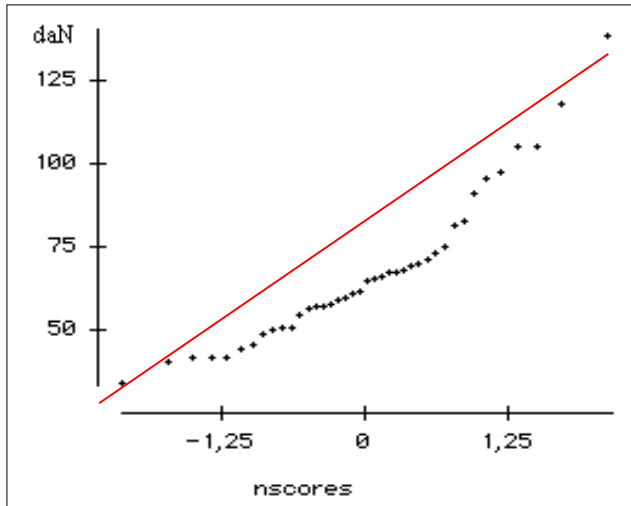


Fig. N° 4: Histograma de densidad de distribución de los datos en relación a las fuerzas aplicadas (daN) en el grupo de las coronas periféricas.

Curva de Distribución Normal para

Ambos Grupos



Estadísticos	daN
Count	40,00
Mean	67,29
Median	63,45
Std Dev	22,81
Variante	520,22
Range	105,05
Min	33,70
Max	138,75
IQR	23,35
25th%	50,93
Kurtosis	1,599
75th%	74,28
Asimetria	1,177

fuerzas aplicadas (daN) en ambos grupos.

Curva de Densidad de Distribución para Ambos Grupos

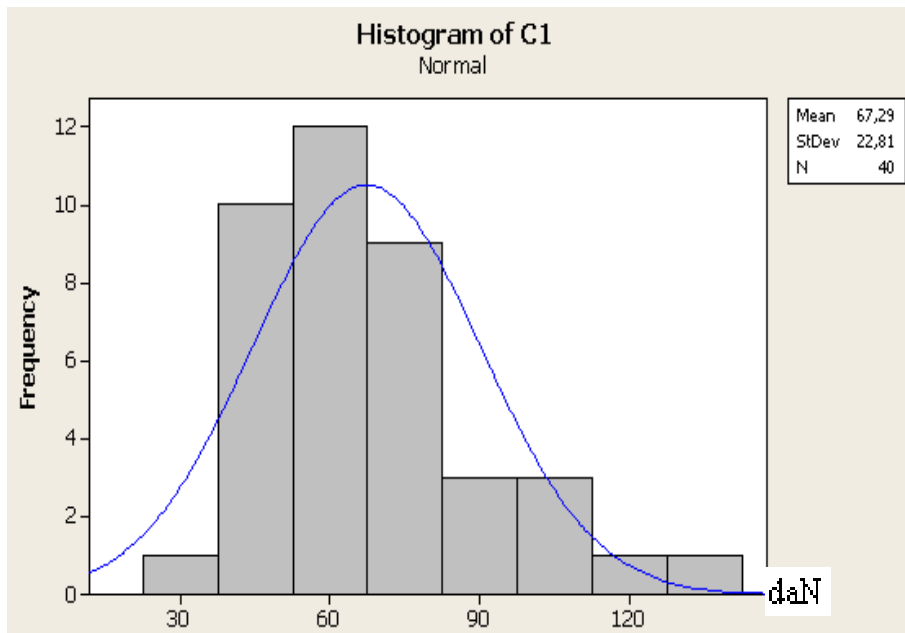


Fig. N° 6: Histograma de densidad de distribución de los datos en relación a las fuerzas aplicadas (daN) en ambos grupo. Se ajusta aproximadamente a una curva normal, con cola derecha por la presencia de 2 datos escapados.

Para la comprobación de la normalidad de los datos se realizó el test de Kolmogorov-Smirnov, (KS):

Curva de Normalidad para los Datos según el Test de Kolmogorov-Smirnov

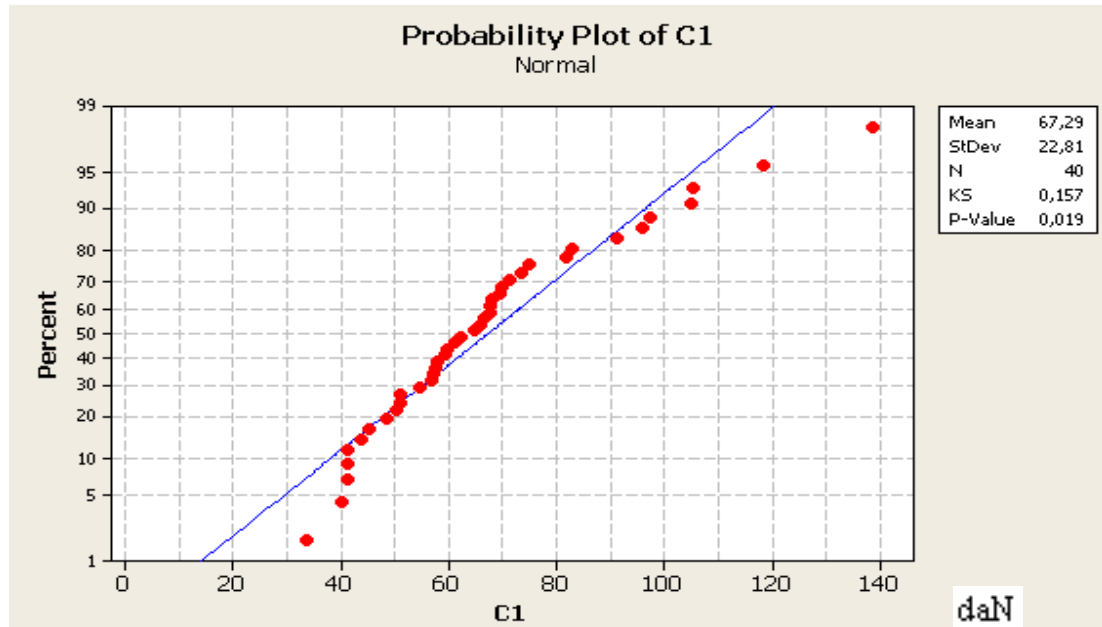


Fig. 7: Muestra la curva de normalidad para los datos según el test de Kolmogorov-Smirnov, (KS) que arroja un valor de 0,019, es decir mayor que un $\alpha = 0,01$, por lo tanto la distribución de los datos es normal.

Luego de verificar la normalidad en la distribución de los datos se procedió a realizar los análisis estadísticos propiamente tales.

Distribución de las Fuerzas en daN de Ambos Grupos

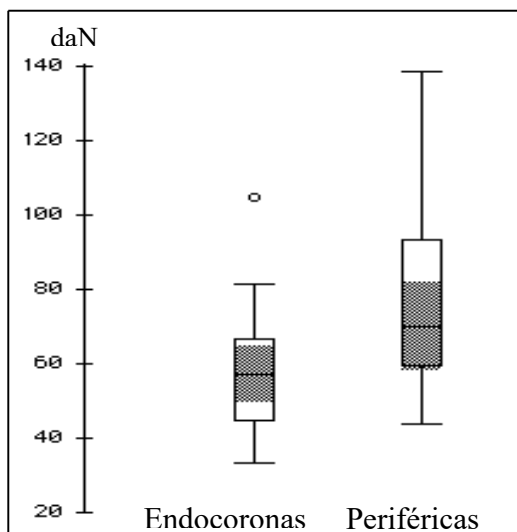


Fig. N° 7: Gráfico de cajas y bigotes que muestra la distribución de las fuerzas (daN) aplicadas a ambos grupos. Se observa claramente que la media de fuerza de las coronas periféricas es superior a la media de fuerza de la endocoronas.

En una primera aproximación para el análisis de los resultados se realizó un test de

Student, para contrastación de hipótesis de igualdad de medias en dos muestras independientes, con hipótesis nula $H_0 =$ igualdad de medias y $\alpha = 0,05$, obteniéndose los siguientes resultados:

Conclusion				Test: Test t de doble muestra:			
Se rechaza H_0 a un alfa 0,05				$H_0:$ $\mu_1 - \mu_2 = 0$			
				$H_a:$ 2 colas $\mu_1 - \mu_2 \neq 0$			
				Grados de Libertad: 33			
				Estadístico de prueba t: -2,841			
				p - valor: 0,00765			
n		Media	Std Dev	n		Media	Std Dev
20	57,862	16,467	20	76,715	24,69		

En conclusión:

Se rechaza la Hipótesis Nula, por lo tanto no se puede sostener que ambos conjuntos poseen una media de resistencias a la fractura similar. Por el contrario, claramente se observa que la media de fuerzas necesarias para producir fractura en el grupo de coronas periféricas es significativamente mayor.

Se realizó otro test estadístico, el ANOVA de un factor (one-way ANOVA) para corroborar los resultados obtenidos con el test de Student de forma complementaria.

Para las fuerzas: Análisis de varianza de un factor

Resumen:

Grupos	N	Suma	Promedio	Varianza
Endocoronas	20	1157,25	57,86	271,18
Periféricas	20	1534,3	76,72	609,58

Análisis de Varianza

Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	P	Valor crítico para F
Entre grupos	3554,17	1	3554,17	8,07	0,007	4,098
Dentro de los grupos	16734,47	38	440,38			
Total	20288,64	39				

El valor P (0,007) y los valores críticos para el test no permiten sustentar la hipótesis de

igualdad de medias, por lo que se rechaza la hipótesis nula, lo que nuevamente permite suponer que el grupo B se comportó físicamente mejor que el grupo A con respecto a su resistencia a la fractura.

Luego para intentar explicar alguna asociación entre los valores de las fuerzas límite requeridas y otras variables estructurales de las preparaciones dentarias, se realizó, en un modelo de regresión, una Correlación Simple y una Correlación Multilineal.

a) Correlación Simple entre Fuerza (daN) y Longitud Radicular:

Resumen:

Estadísticas de la Regresión	
Coefficiente de correlación lineal	0,01673141
Coefficiente de determinación R ²	0,00027994
R ² ajustado	-0,02602848
Error típico	2,2537889
Observaciones	40

Sólo el valor 0,0167 es suficiente para confirmar que no existe correlación lineal entre las fuerzas aplicadas y los tamaños radiculares.

Dispersión Global entre Fuerzas Máximas y Longitudes Radiculares de las Preparaciones.

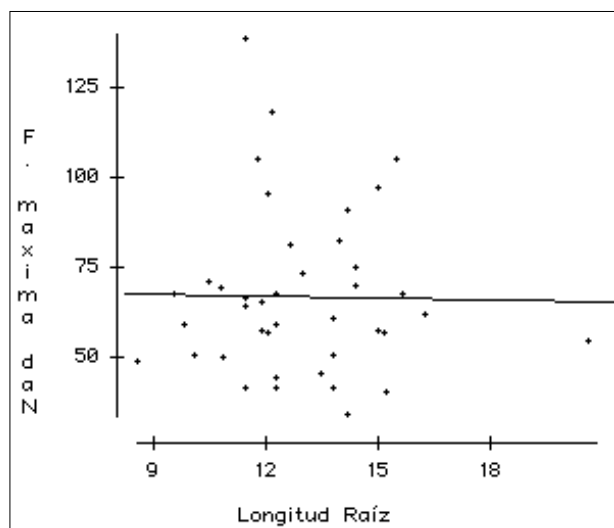


Fig. 8: Se observa que existe una distribución aleatoria entre los valores obtenidos, sin un modelo de correlación lineal o dependencia entre las variables fuerza y longitud radicular.

A simple vista no existe un modelo de regresión que permita explicar o hacer depender la fuerza de fractura en la longitud radicular. Eso se demuestra en el gráfico, que no muestra forma alguna ni tendencia.

b) Correlación Múltiple:

Gráficos de Residuos para Análisis de Correlación Multilineal

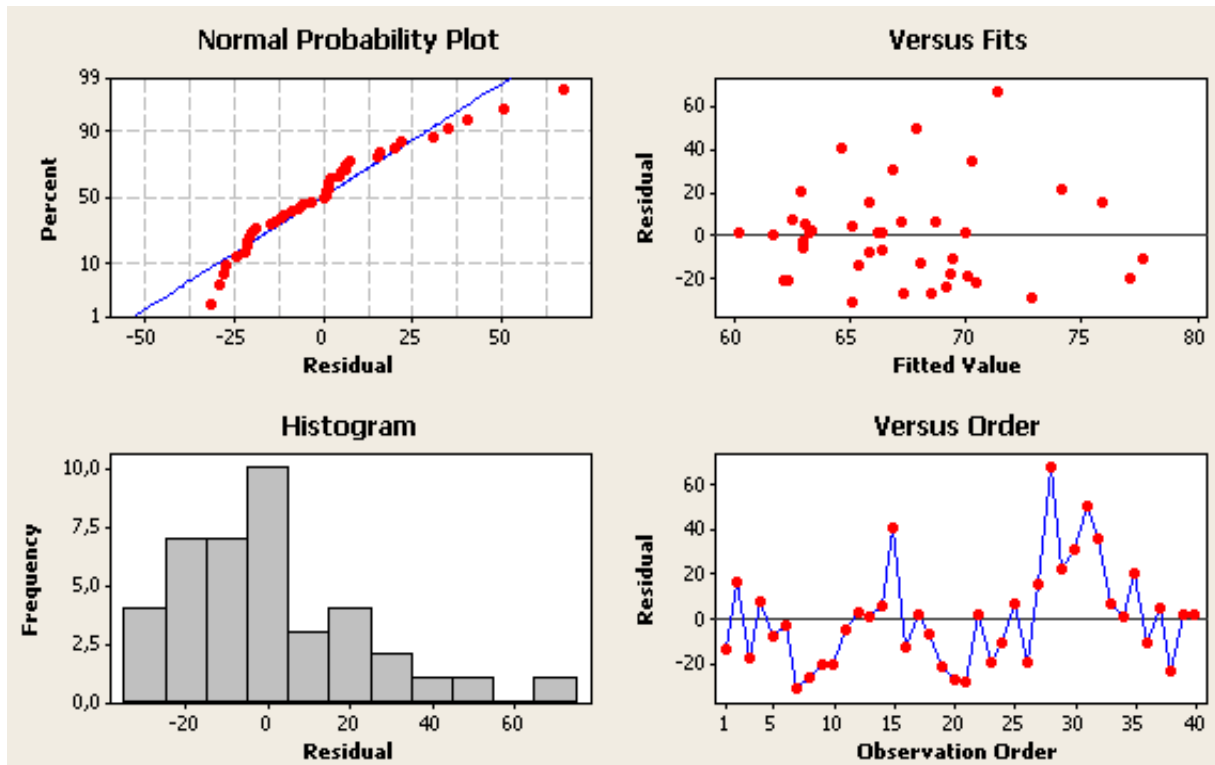


Fig. 9: Los gráficos de residuos para análisis de correlación multilineal entre la variable respuesta (fuerza compresiva) y las variables predictoras (dimensión de escalones m-d, v-p y altura de muñón) muestran:

- La distribución normal de los residuos (la diferencia entre los valores observados y sus correspondientes valores ajustados (fit) según el modelo de regresión que considera todas las variables predictoras).
- Residuos versus valores ajustados (en la línea azul central).
- Histograma del gráfico A.
- Residuos versus orden de los datos, para verificar el supuesto que los residuos no están correlacionados unos con otros.

El modelo de regresión multilineal no permite establecer predicciones precisas de las fuerzas de fractura dadas las tres variables predictoras señaladas ($p = 0,729$).

En este modelo tampoco son atribuibles las diferencias de las fracturas a las diferencias de los escalones y las preparaciones. No se podría decir que eso influyó decisivamente, por lo que finalmente la mayor influencia está en la corona propiamente tal y su diseño específico.

Finalmente se realizó un análisis cualitativo de los datos, en este punto se analizaron las

frecuencias de las modalidades de fracturas considerando la agrupación de los datos según los criterios definidos previamente durante la recolección de los mismos, como se puede observar en las tablas del anexo 3.

Se realizó un contraste de medias, (test de hipótesis simple, con distribución binomial) para determinar si la diferencia observada era significativa o no. Se consideró un valor $\alpha = 0,05$.

Distribución de las Frecuencias de las Fracturas.

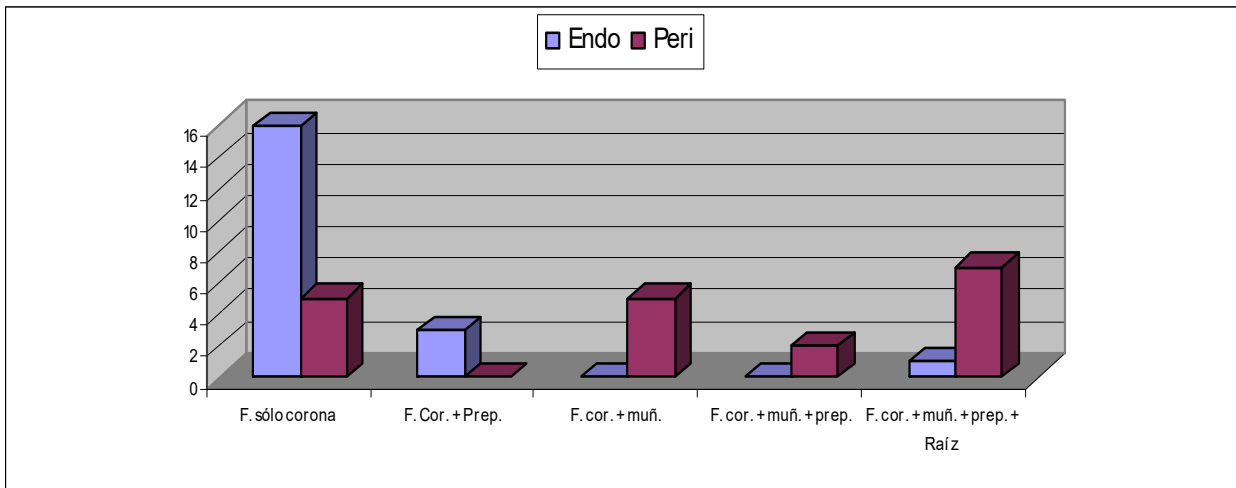


Fig. 10: El gráfico muestra la distribución de las frecuencias de los rasgos de fractura, observándose un predominio, en el grupo A de Endocoronas, de fracturas solo de corona versus un predominio, en el grupo B de coronas periféricas, de fracturas de corona, muñón, preparación y raíz.

Distribución de la Prueba Estadística de Diferencias de Proporciones entre Grupos.

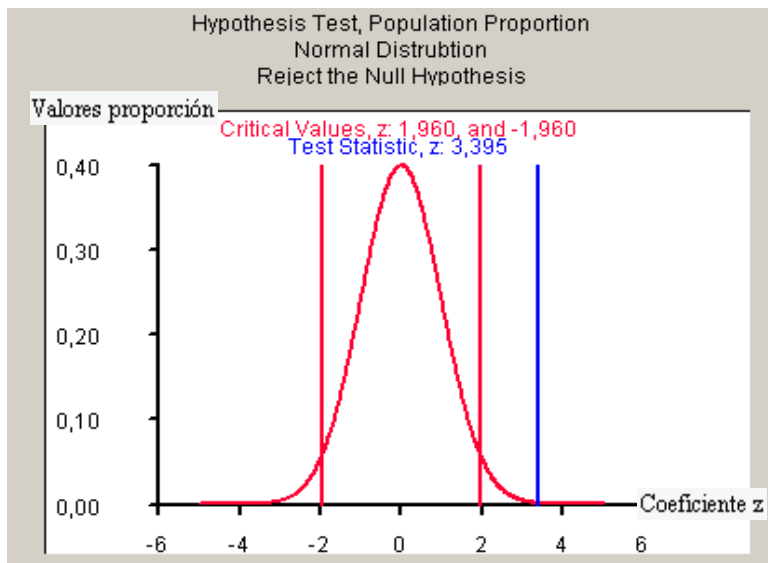


Fig. 11: Se observa la ubicación de la línea azul por fuera de los valores críticos (z: 1,960 y -1,960), por lo tanto existe diferencia significativa entre los patrones de fracturas para ambos grupos.

Discusión

En este estudio se compararon dos alternativas de tratamiento para dientes tratados endodónticamente con poco remanente coronario fabricadas con sistema CEREC 3D, esto permitió conocer de cerca y aprender a trabajar con este tipo de tecnología, y a pesar de que en nuestro país aún no a sido ampliamente difundida, es una alternativa restauradora factible de realizar y que sin duda alguna está entrando fuertemente en el mercado odontológico chileno. Si bien el sistema CEREC 3D es una tecnología de punta, su manejo es bastante amigable permitiéndole a cualquier odontólogo con conocimientos básicos en computación aprenderlo en poco tiempo.

Según los estudios de Bindl A. Richter B., Mörmann WH., 2005, Otto T., (2004) y Sjögren, G., Molin, M., Van Dijken, JW., (2004), las restauraciones de Operatoria y Prótesis Fija CEREC 3D tiene un muy buen comportamiento clínico a largo plazo que las hace una alternativa interesante de ofrecer a los pacientes a la hora de elegir el mejor tratamiento tanto mecánica como estéticamente.

En este estudio, se utilizaron porcelanas en bloques, como son los VITABLOCS Mark II. La producción industrial de estos bloques, totalmente sinterizados y por ello no sujetos a contracciones, supone otra ventaja del método operativo propuesto por el sistema CEREC 3D, además la producción estandarizada de estos bloques, asegura una calidad constante y reemplaza al sistema tradicional de porcelanas en polvo para la fabricación manual de restauraciones por parte del laboratorista. Además la alta tecnología implicada en la elaboración de estos bloques asegura excelentes propiedades mecánicas que otorgan gran calidad a las restauraciones haciéndolos una alternativa confiable para cualquier tipo de restauración indirecta tanto en el sector anterior como posterior.

Otra implicancia Clínica de trabajar con este tipo de tecnología es contar con un sistema rápido, que permite realizar restauraciones de alta estética en una sesión con el consiguiente ahorro de tiempo no solo para el clínico, sino que también para el paciente entregándole mayor comodidad, como también lo señala Spaniel J. (2003), según su protocolo clínico para la fabricación de restauraciones (inlays) con sistema CEREC 3D no debería demorar más de 64 minutos desde la preparación hasta le pulido con la ayuda de la asistente dental, sin requerir tratamientos provisorios ni el trabajo de un laboratorio dental.

En la realización de este estudio pudimos determinar que el tiempo requerido para la fabricación de endocoronas CEREC 3D es de aproximadamente 30 minutos, incluyendo el tiempo de tallado de la máquina, eso si, considerando que se trata de un estudio in Vitro por lo tanto la realización de la preparaciones dentarias y la cementación de las coronas fue más fácil, en cuanto a manipulación, en comparación con un tratamiento in Vivo, además que no fue necesario realizar ningún tipo de ajuste oclusal ni de contactos proximales por trabajar en dientes aislados.

A lo anterior se le agregan aproximadamente 20 minutos más en el caso de la fabricación de la coronas periféricas sobre sistema mixto, correspondiente a la cementación del perno y la

construcción del muñón de resina, si esto es contrastado con el tiempo requerido para la fabricación de una corona metal-cerámica tradicional en dientes endodonciados de por lo menos 5 sesiones que incluyen preparación dentaria, toma de impresiones, confección de provisorios (por lo menos dos), confección de perno-muñón colado, cementación del perno-muñón, prueba de la cofia metálica, prueba de la cerámica, glaseado y cementación final, no existe ninguna duda de que el ahorro de tiempo clínico que ofrece el sistema CEREC 3D es apreciable.

Considerando la cantidad de materiales utilizados y los tiempos requeridos para la realización de las restauraciones, se puede decir que, en este estudio, las Endocoronas como nueva alternativa para la rehabilitación de dientes tratados endodónticamente, tienen ventajas sobre el sistema mixto utilizado tradicionalmente, puesto que, en comparación requiere de menos cantidad de materiales y menor tiempo de elaboración.

Por otro lado y considerando las propiedades mecánicas analizadas, según este estudio, la resistencia compresiva en promedio, de las Endocoronas CEREC 3D es de 578 N y las Coronas Periféricas CEREC 3D sobre Sistema Mixto 767 N. A pesar de existir una diferencia significativa entre estos dos valores, ambos se encuentran por sobre la fuerza masticatoria máxima encontrada por Van Diest Aubele N. (1998) de 247,9 N a 562,6 N (para incisivos y molares respectivamente). Por lo tanto podemos afirmar que ambos tipos de rehabilitación cumplen con los requerimientos de resistencia compresiva requeridas para la rehabilitación de dientes posteriores y si consideramos además que durante la masticación habitual (150 a 200 N) se emplea solamente alrededor del 20 al 30% de la fuerza masticatoria máxima se confirma que los dos tipos de coronas son alternativas de tratamientos factibles de realizar en dientes tratados endodónticamente y que ante las fuerzas masticatorias habituales estas cumplirían la exigencia mecánica a la que serán sometidas.

Al ser las endocoronas una alternativa de tratamiento nueva con características particulares que no se asemejan a otras alternativas restaurativas total-cerámicas es difícil poder hacer comparaciones válidas, no así las coronas periféricas sobre sistema mixto que has sido estudiadas combinando innumerables materiales tanto postes como de relleno y coronas.

Al comparar las Endocoronas CEREC 3D versus las Coronas Periféricas CEREC 3D sobre sistema mixto, observamos en este estudio que las Endocoronas tienen un comportamiento biológico superior a las Coronas Periféricas, ya que éstas últimas presentaron un mayor número de fracturas radiculares, sin embargo este comportamiento se vuelve irrelevante considerando que las fracturas radiculares ocurrieron al someter las coronas a fuerzas muy superiores a las que realiza normalmente el ser humano, como se puede observar en las fotografías que muestran los rasgos de fractura (Anexo 2).

Según Hannig (2005), no existe diferencias significativas entre la resistencia a la fractura de premolares maxilares tratados endodónticamente y restaurados con inlays CEREC de

extensión MOD, versus premolares sanos y premolares con inlays CEREC MOD sin tratamiento endodóntico, sin embargo se observó un rasgo de fractura significativamente más desfavorable en el primer grupo mencionado, por lo tanto las restauraciones CEREC, en este caso, inlays, son un tratamiento confiable del punto de vista de resistencia compresiva; resultado no comparable, sin embargo similar al observado en este estudio.

Según Torbjörner et al. (1995), la falla más grave en la utilización de pernos intrarradiculares es la fractura radicular. En este estudio se produjo un mayor número de fracturas radiculares en el grupo de las Coronas Periféricas como se mencionó anteriormente, esto se podría explicar por la utilización de pernos metálicos en los sistemas mixtos ya que estos tienen un módulo de elasticidad muy superior al de la dentina (Lambjerg-Hansen H. y Asmussen E. 1997), por lo que la distribución y el traspaso de fuerzas es mucho mayor en comparación con las endocoronas.

En el estudio de Goodacre et al. (2003) el 3 % de las complicaciones asociadas al uso de pernos intrarradiculares fue la fractura radicular, ocupando el segundo lugar, además el hecho de que los pernos prefabricados ocupan el conducto radicular en forma completa da un mayor brazo de palanca al momento de aplicarle fuerzas a la corona en comparación con las endocoronas que solo ocupan 4 a 5 mm. de la longitud del conducto.

Según Kishen A. (2006) es necesario considerar que los dientes restaurados con poste-muñón se comportan como una sola unidad funcional ante las fuerzas, por lo tanto al aplicar una carga a medida que progresan las fallas entre las fases de los distintos materiales, la respuesta de la unidad poste-muñón y la estructura remanente dentaria se transforman en dos llevando a la fractura del diente. El lugar y la naturaleza de la fractura dentaria puede depender de las propiedades mecánicas y formas del poste, anatomía del diente, dirección de la fuerza externa y en la cantidad y naturaleza de la estructura remanente dentaria.

Al comparar las coronas total-cerámicas versus las metal-cerámicas respecto de su supervivencia a los 3 años, según Pjetursson B. E., Sailer I., Zwahlen M. y Hämmerle C. (2007), sería de un 93,3% versus un 95,6% respectivamente, no existiendo una diferencia estadísticamente significativa.

Por último, refiriéndonos al cementado de las restauraciones fabricadas en este estudio, podemos decir que la influencia del medio de cementación, en el éxito clínico de las restauraciones cerámicas altamente resistentes tipo CEREC 3D ha sido ampliamente estudiado llegando al consenso de que las coronas cementadas con cementos de resina son más resistentes al fracaso (secundario a fuerzas) que los cementos convencionales (Galen W., Mueller W., Mueller K. 2002), además estos cementos proporcionan mejor retención In Vitro en comparación con los cementos convencionales en la cementación de postes prefabricados (Leles C., Batista de Souza J., Stefanello A. 2005).

Los estudios clínicos apuntan a que las coronas cerámicas libres de metal cementadas de forma convencional con suficiente retención mecánica pueden alcanzar tasas de éxito elevadas.

El cementado adhesivo, sin embargo, ofrece diferentes ventajas (entre otras, el incremento de la retención, la resistencia y la reducción del espacio marginal), siendo imprescindible en casos con una retención deficiente y en modalidades restauradoras adhesivas donde lo que se busca es formar un sistema integrador: restauración-adhesión-diente, simulando de mejor forma la dentición natural (Sadan A., Blatz M.B, Kern M. 2005).

Es necesario considerar una serie de limitaciones que surgieron en la realización de esta experimentación como son:

1. Los dientes usados en la experimentación fueron montados en troqueles de acrílico Marche, por lo que deben ser considerados para todos los efectos como dientes anquilosados puesto que no existe ninguna estructura que asemeje la función del ligamento periodontal y otorgue protección y amortiguación a la hora se someterlos a cargas compresivas.
2. Las fuerzas estudiadas corresponden solo a fuerzas de tipo compresiva, entendiéndose que naturalmente los dientes y las restauraciones están sometidos a fuerzas multidireccionales, por lo que no podemos asegurar la resistencia de ambos tipos de tratamiento frente a fuerzas aplicadas en otro sentido como por ejemplo frente a fuerzas traccionales, tumbantes, etc.
3. La fuerza aplicada fue con un patrón de carga puntual e invariable a una velocidad constante, hasta la fractura de la restauración, situación que no se da en forma natural, pudiendo ser conveniente realizar este estudio in vivo para evaluar el comportamiento en el tiempo o hacer el ensayo termociclando las muestras y con cargas cíclicas dentro de rangos fisiológicos.
4. En este estudio se trabajó con dientes naturales como cuerpos de prueba y a pesar de realizar una estandarización en la selección de éstos, con el fin de que fueran lo más parecidos posibles, la anatomía dentaria y la intervención humana en la realización de las preparaciones hacen que cada cuerpo de prueba sea distinto. Sin embargo estas diferencias no fueron relevantes ni influyentes en el resultado final de resistencia compresiva de las coronas, como lo señala el análisis de correlación múltiple.

Conclusiones

Luego de realizada la experimentación, analizados los resultados y dentro de las limitaciones del diseño experimental y para este estudio podemos concluir que:

Existe diferencia significativa en la resistencia mecánica compresiva de los sistemas endocoronas CEREC 3D v/s coronas CEREC 3D sobre sistema mixto, siendo mayor la resistencia de las coronas CEREC 3D sobre sistema mixto por sobre la endocoronas CEREC 3D.

Tanto las endocoronas CEREC 3D como las coronas CEREC 3D sobre sistema mixto cumplen con las exigencias de resistencia compresiva para la rehabilitación de dientes en el sector posterior, específicamente en premolares.

Las fracturas producidas luego de someter los cuerpos de prueba a fuerza compresiva no siguieron igual distribución en ambos sistemas, con un predominio, en el grupo A, de fractura solo de corona en 16 de los 20 cuerpos de prueba, mientras que en el grupo B el predominio fue de fractura de corona, muñón, preparación y raíz, con 7 de los 20 cuerpos de prueba.

Ambos tipos de restauraciones soportan satisfactoriamente las cargas aplicadas, produciéndose la fractura con fuerzas superiores a las aplicadas por el sistema estomatognático en condiciones normales.

La distribución y transmisión de la carga aplicada fue distinta en ambos grupos, observándose, en el grupo A, un predominio de distribución de fuerza en la corona, con una transmisión hacia el remanente dentario inferior a la necesaria para producir la fractura del mismo. En el grupo B el predominio de distribución y transmisión de fuerza fue en la corona, muñón, preparación y raíz dentaria, produciéndose la fractura del remanente dentario y por lo tanto siendo biológicamente menos favorable en comparación con el grupo A.

Sugerencias

Con el objetivo de crear una línea de investigación a partir de este trabajo y de dar una

pauta para futuras investigaciones se sugiere:

- 1.- Realizar esta experimentación utilizando fuerzas en otros sentidos con el objeto de dilucidar el comportamiento de este tipo de restauraciones frente a fuerzas traccionales y tumbantes.
- 2.- Utilizar cargas de tipo cíclicas simulando los ciclos masticatorios y dentro de los rangos de fuerzas fisiológicas utilizadas en la masticación habitual y haciendo el ensayo termociclado de las muestras.
- 3.- Realizar este estudio in vivo para evaluar el comportamiento de las endocoronas y de las coronas periféricas sobre sistema mixto en el tiempo.
- 4.- Ampliar los grupos de prueba incluyendo sistemas de postes de fibra de vidrio o de carbono y muñones de otros materiales como el cemento ionómero de vidrio con el fin de poder realizar mayores comparaciones respecto del comportamiento de los materiales y entregar pautas sobre la mejor combinación de ellos.

Resumen

Junto con el desarrollo tecnológico, la industria Odontológica ha buscado distintas

alternativas para la rehabilitación. Así nacen tecnologías como CAD/CAM, destacando el sistema CEREC 3D, sin embargo es necesario saber si estas nuevas tecnologías respetan las propiedades mecánicas exigidas para asegurar un correcto funcionamiento de nuestras restauraciones. Objetivo: Comparar la resistencia compresiva de dientes rehabilitados con endocoronas CEREC 3D v/s coronas CEREC 3D periféricas sobre sistema mixto. Materiales y Métodos: La muestra fueron 40 premolares (PM) divididos en 2 grupos iguales (A y B). En el grupo A se efectuaron preparaciones para endocoronas y en el grupo B se confeccionó un sistema mixto (pernos prefabricados de titanio Tenax, sobre el cual se confeccionó un muñón de resina Solar P). Luego se confeccionaron las coronas con CEREC 3D para ambos grupos, fueron talladas en bloques cerámicos VitaBlocs Mark II y cementadas con cemento adhesivo Calibra. Las pruebas de fuerza mecánica fueron en la Máquina Instron, donde cada grupo fue sometido a carga compresiva con rango de 100 daN a 1 mm/min. hasta la fractura. Resultados: Se utilizaron test de Student para muestras independientes y test ANOVA para un factor. El promedio de fuerzas de fractura del grupo A fue 57,88 daN y del grupo B de 76,71 daN, encontrándose diferencias significativas. Conclusión: Tanto las endocoronas CEREC 3D como las coronas periféricas CEREC 3D sobre sistema mixto cumplen con las exigencias mecánicas compresivas para una restauración coronaria en PM, ambas son alternativas factibles de realizar con los beneficios de las nuevas tecnologías.

Bibliografía

1. Helfer, A.R., Melnick, S. y Schilder, H. (1972). Determination of the Moisture Content of

Vital and Pulpless Teeth. *Oral Surgeon*. v. 34, pp. 661-670

2. Reeh, W.S., Messer, H.H. y Douglas, W.H., (1989). Reduction in Tooth Stiffness as a Result of Endodontic and Restorative Procedures. *Journal of Endodontics*. v. 5, pp. 12-516.
3. Profesor Dr. Utreras. (2006). Apuntes cátedra de Operatoria Dental III. Universidad de Valparaíso Chile.
4. Profesora Dra. Nazar P., Dra. Caro A., (2004 -2005) Apuntes cátedra de Endodoncia I y II. Universidad de Valparaíso Chile.
5. García Barbero J., Hidalgo Arroquia J. J. (2001). “Reconstrucción del Diente Endodonciado”. En Canalda Sahli C., Brau Aguadé E. *Endodoncia, Técnicas Clínicas y Bases Científicas*. Editorial Masson. Madrid. Cap. 26, pp. 331 – 338.
6. Corts Rovere J. P. (2003). “Restauración de Dientes Tratados Endodónticamente” En: Lanata E. *Operatoria Dental, Estética y Adhesión*. Editorial Grupo Guía. Buenos Aires, Argentina. Cap. 26, pp. 273 – 290.
7. Pérez J., 1997. *Estudio in Vitro de restauraciones estéticas adhesivas (porcelana – composite)*. Estudio para postular al título de cirujano dentista. Universidad de Valparaíso. pp. 19 – 21.
8. Dr. Ibarrola G., Dr. Vivanco M. (2005). Apuntes cátedra de Prótesis Fija I. Universidad de Valparaíso Chile.
9. Toledo. P, Uribe. C, Villarroel. M., (2000). *Estudio Comparativo In Vitro de la Resistencia a la Flexocompresión de Distintos Sistemas de Postes*. Estudio para postular al título de cirujano dentista. Universidad de Valparaíso. pp 2-15 y 33-35.
10. Sirona Dental Systems, (2006). Catálogo Clínico. [En línea] Alemania, disponible en: <http://www.sirona.com>
11. Cadafalch Cabaní.J. (2003). *Caracterización Microestructural y Mecánica en Base a Cerámica Elaborados por la Tecnología CAD-CAM para su utilización en prótesis Odontológica*. Tesis doctoral para optar al título de doctor en medicina y cirugía. Universidad de Barcelona.
12. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG. (2006). “VITABLOCS® Mark II for CEREC®/inLab®” [En línea] disponible en: www.vita-zahnfabrik.com.
13. Vident™. (2005) “VITA® VITABLOCS® MARK II for CEREC®: Materials Science and Clinical Studies” [En línea] disponible en:

www.vident.com/assets/downloads_cloak/CERECMarkII.pdf

14. Sirona Dental Systems. (2006). "VITABLOCS Mark II® for Sirona inLab" [En línea] disponible en: www.inlab.com.
15. Álvarez Fernandez, M. A. y cols. (2003). *Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal*. RCOE., Madrid, v. 8, n. 5, Disponible en: www.scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1138123X2003000500005&lng=es&nrm=iso.
16. Bottino M. A., (2001). Núcleos. En: *Estética en Rehabilitación Oral: Metal Free*. Eds: Milton Hecht. Sao Pablo, Brasil. Editorial: Artes Médicas. pp. 68-123.
17. Goodacre Ch., Campagni V., Aquilino A., (2001). Tooth preparations for complete crowns: An art form base don scientific principles. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. v. 85, n. 4, pp. 363 – 376.
18. Bindl A. Richter B., Mörmann WH., (2005). Survival of Ceramic Computer-aided Design/Manufacturing Crowns Bonded to Preparations with Reduced Macroretention Geometry. *Int. J Prosthodont*. v. 18, pp. 219 – 224.
19. Otto T., (2004). Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. v. 24, pp. 446-455.
20. Sjögren, G., Molin, M., Van Dijken, JW., (2004). A 10-year Prospective Evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) Ceramic Inlays Cemented With a Chemically Cured or Dual-Cured Resin Composite. *Int J Prosthodont*. v. 17, pp. 241-246.
21. Reich S, Hornberger H. (2002). The effect of multicoloured machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. v. 88, pp. 44-49.
22. Hickel R., Manhart J., (2001). Longevity of Restorations in Posterior Teeth and Reasons for Failure. *J. Adhesive Dent*. v. 3, pp. 45-64.
23. Macchi, (2000a). *Materiales Dentales*. 3ª Edición. Editorial Panamericana, Sección 1, Materia y Materiales, pp. 1 – 11
24. Macchi, (2000b). *Materiales Dentales*. 3ª Edición. Editorial Panamericana, Sección 1, Propiedades de los Materiales, pp. 13-34
25. Lackey A. (2003). Shorten the Learning Curve: CEREC 3D brings ease of use to chairside CAD/CAM. *Contemporary Esthetics and Restorative Practice*, pp. 4–6.
26. Spaniel J. (2003). Technology Integration in the Next Dimension. *Contemporary Esthetics and Restorative Practice*, pp. 12-14.

27. Van Diest Aubele N. (1998). *Estudio comparativo de la fuerza masticatoria molar e incisiva entre la dentición temporal, mixta y definitiva*. Estudio para postular al título de cirujano dentista. Universidad de Chile. [En línea], disponible en: http://www.cybertesis.cl/tesis/uchile/1998/vandiest_n/html/index-frames.html
28. Manns A., Diaz G. (1988). *Sistema estomatognático*. Sociedad Gráfica Almagro. Ltda. Santiago, Chile. Cap. 1, pp. 5-29.
29. Torbjörner A., Karlsson S., Ödman P. (1995). “Survival Rate and failure characteristics for two post designs”. *J. Prosthet Dent*. v. 73. pp. 439 – 444.
30. Goodacre CJ., Bernal G., Rungcharassaeng K., Kan J. (2003). “Clinical Complications in fixed prosthodontics”. *J. Prosthet Dent*. v. 90. pp. 31 – 41.
31. Hannig C., Westphal C., Becker K., y Attin T. (2005). “Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored with CAD/CAM ceramic inlays”. *J. Prosthet Dent*. v. 94, pp. 342-349.
32. Kishen A. (2006). “Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth”. *Endodontic Topics*. v. 13, pp. 57–83.
33. Lambjerg-Hansen H. y Asmussen E. (1997). “Mechanical properties of endodontic posts”. *Journal of Oral Rehabilitation*. v. 24, pp. 882-887.
34. Pjetursson BE., Sailer I., Zwahlen M., Hämmerle CHF. (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clinical Oral Implants Research*. 18. s. 3, pp. 73–85.
35. Leles C., Batista de Souza J., Stefanello A. (2005). “Principios de las Reconstrucciones con Retención Intrarradicular”. En: Estela C. *Ciencia Endodóntica*. 1ª Edición. Editorial Artes Médicas Ltda. Brasil. Cap. 20, pp. 991 – 1009.
36. Galen W., Mueller W., Mueller K. (2002). “Restauración de los Dientes tratados Endodóncicamente”. En: Cohen S., Burns R. *Vias de la Pulpa*. 8ª Edición. Editorial Elsevier Science. España. Cap. 22, pp. 763 -795.

Anexos 1

**40 Premolares Superiores
con 2 Conductos**

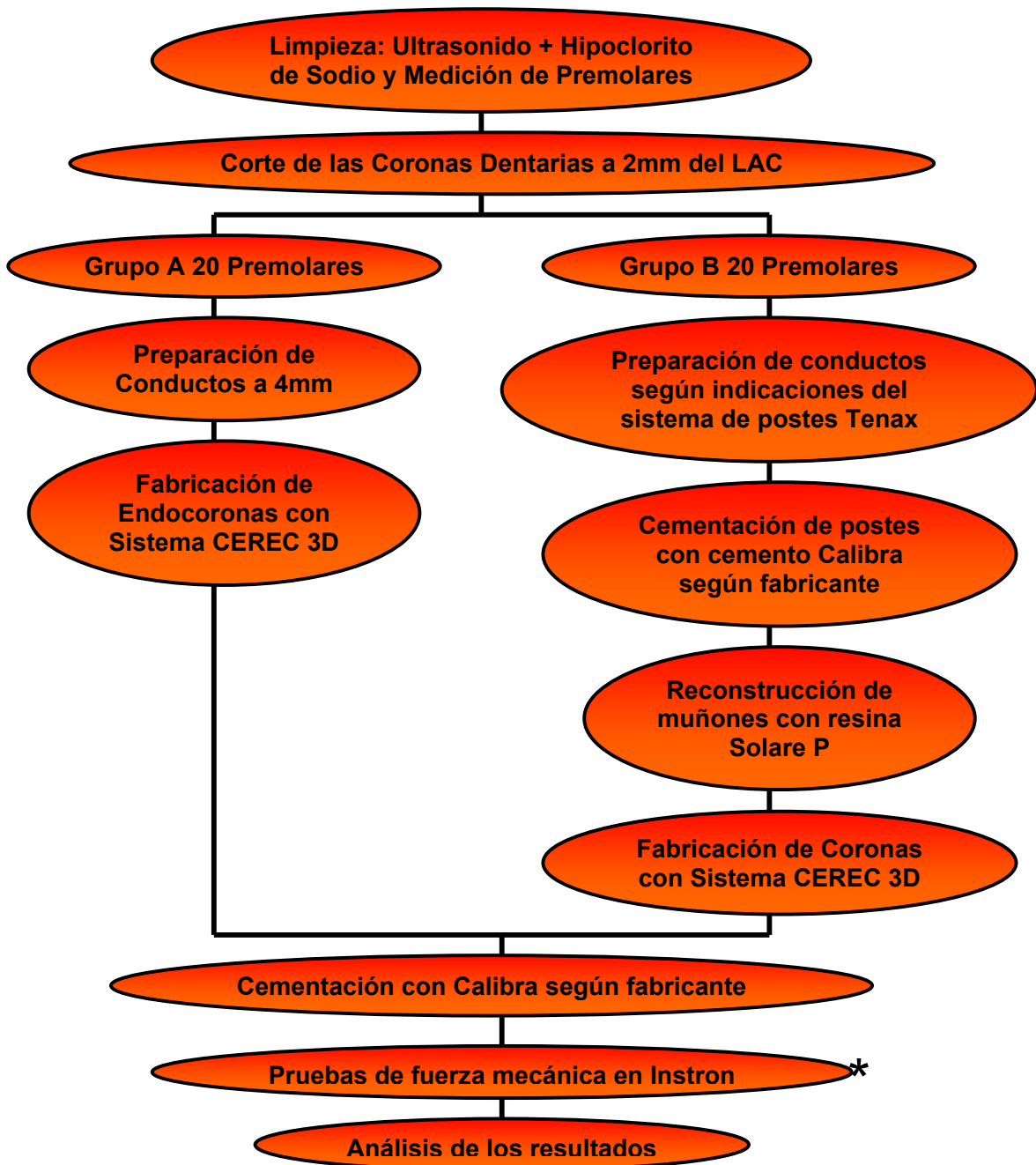


Figura n° 1: Diagrama de flujo que explica la confección de los cuerpos de prueba desde la etapa en que se ha seleccionado la muestra.



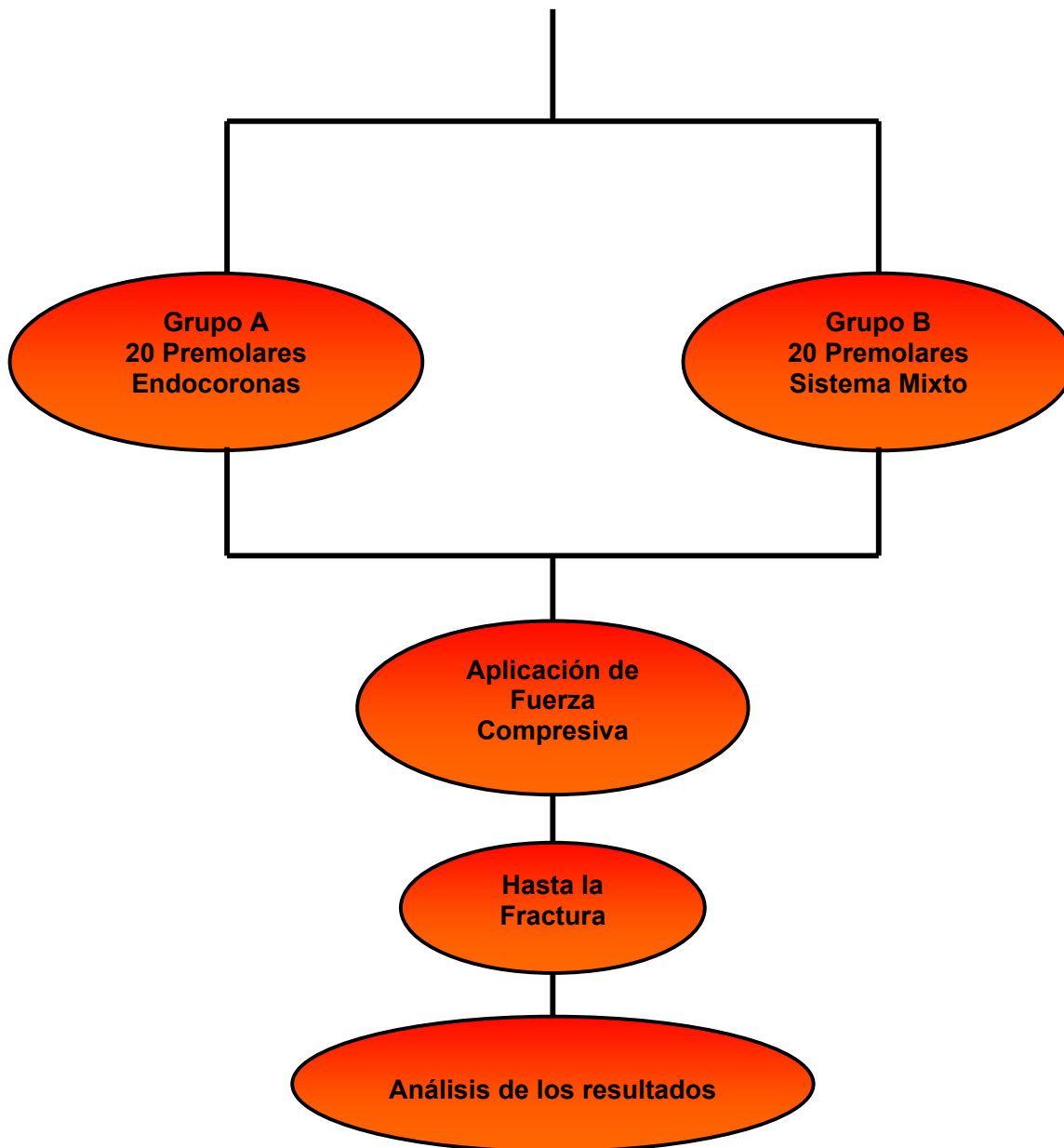


Figura nº 2: Diagrama de flujo que explica las pruebas de fuerza mecánica compresiva en la máquina Instron.

Anexo 2

Materiales Utilizados



Acrílico Marche Rosado



Cemento de Resina Calibra - Self Cure Activator - Primer and Bond NT Dentsply - Resina Solar P GC Dental Products Corp.



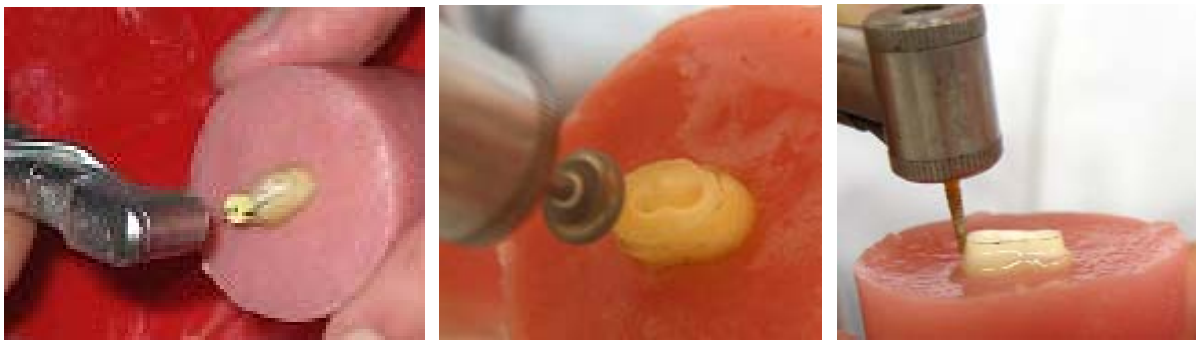
Barniz de Silano y Ácido Fluorhídrico al 11% Preparaciones Dentarias



Ácido Fosfórico al 37% Dentsply

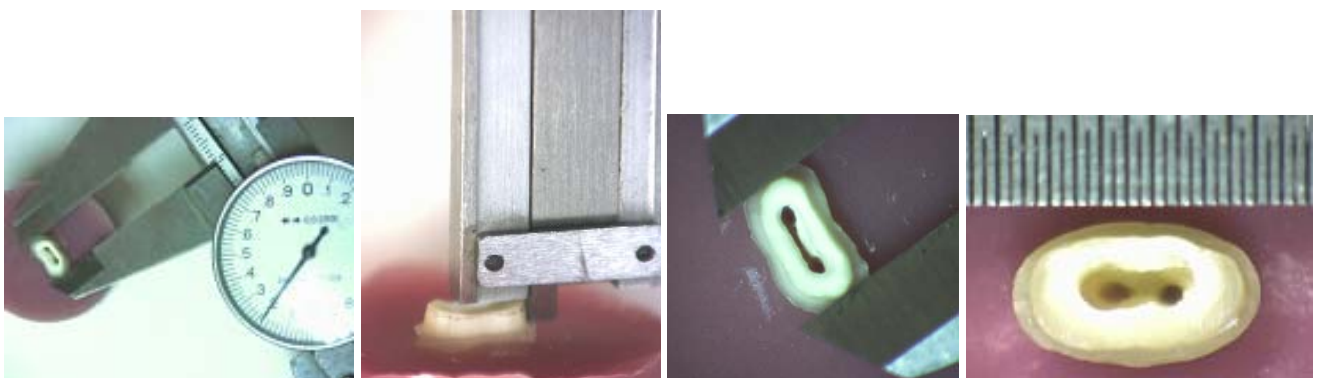


Selección de la Muestra, Desinfección y Limpieza con Ultrasonido, Apertura Endodóntica

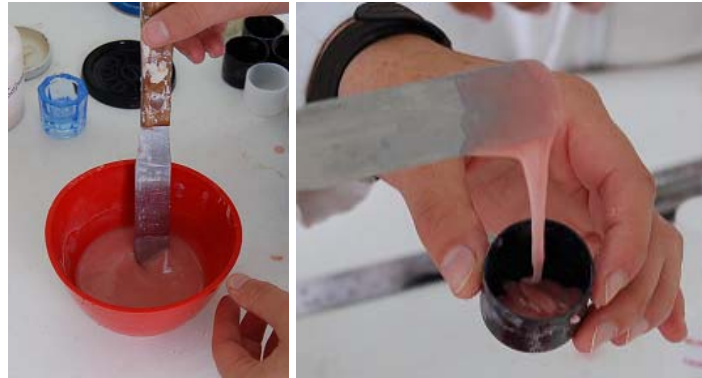


Preparación de los conductos, Tallado de las preparaciones (reducción coronaria y escalón)

Medición de las Preparaciones



Preparación de Cuerpos de Prueba

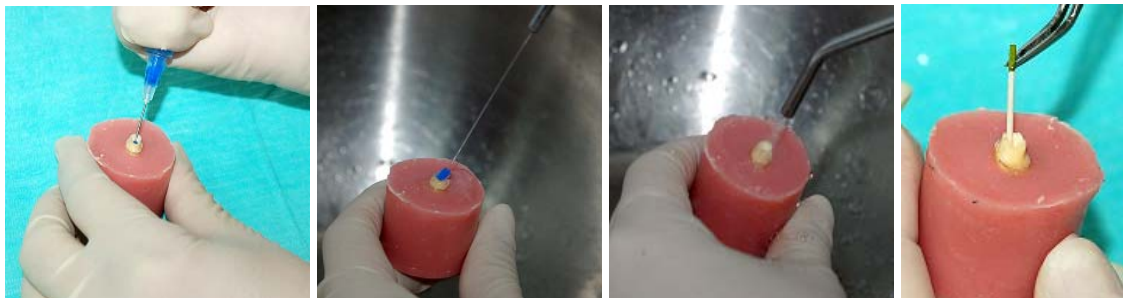


Preparación de Acrílico Marche, Relleno de Troqueles, Introducción de los Dientes.



Posicionamiento de los Dientes a 2mm bajo el LAC, Polimerización del Acrílico.

Cementación de Pernos Tenax (Grupo B)



Acondicionamiento

Lavado

Aireado

Secado



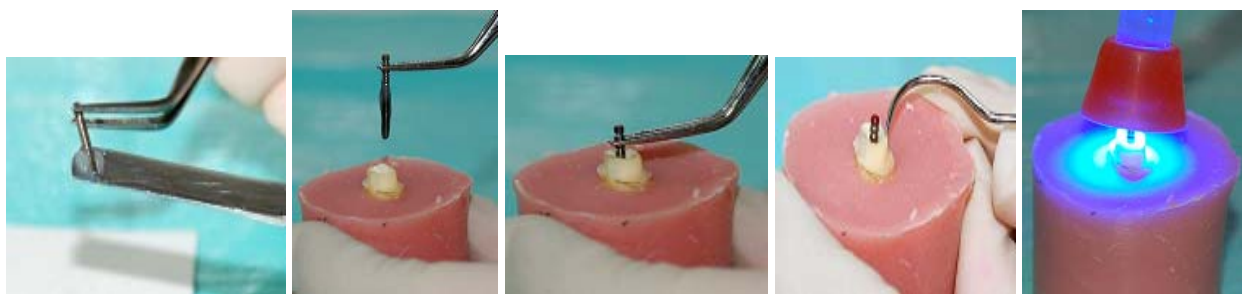
Mezcla de Self Cure + Adhesivo Primer and Bond NT

Aplicación intra conductos.

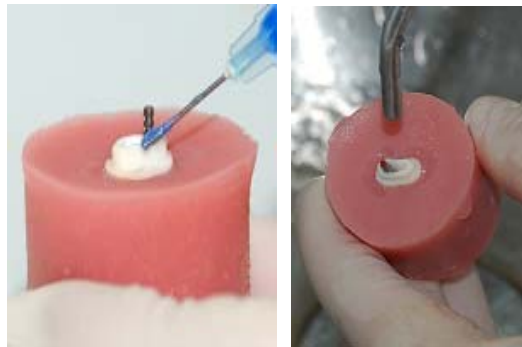


Mezcla y Preparación de Resina de Cementación.

Carga en Lentulo y Aplicación en Conducto.



Aplicación de Cemento en Perno. Asentamiento en Conducto. Retiro de excesos. Fotopolimerización
Preparación de Muñones de Resina (Grupo B)



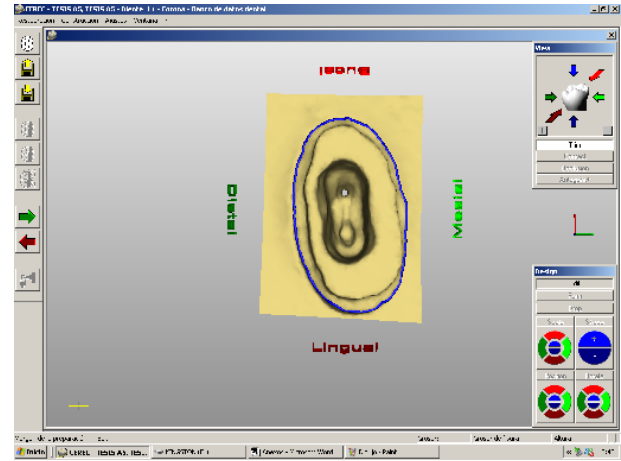
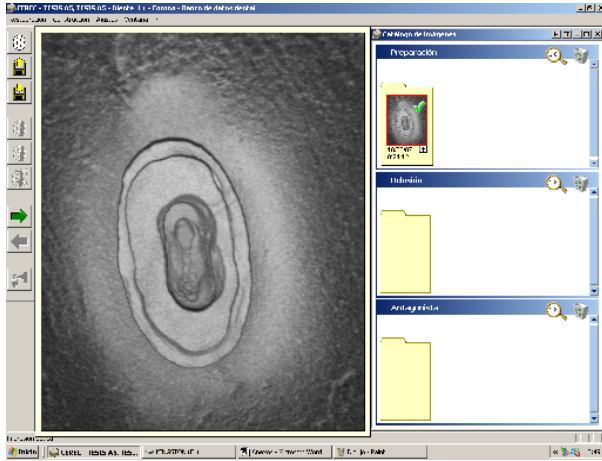
Acondicionamiento, Lavado, Secado



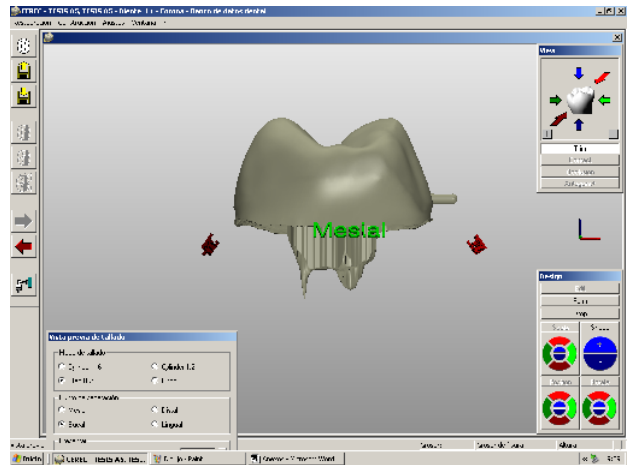
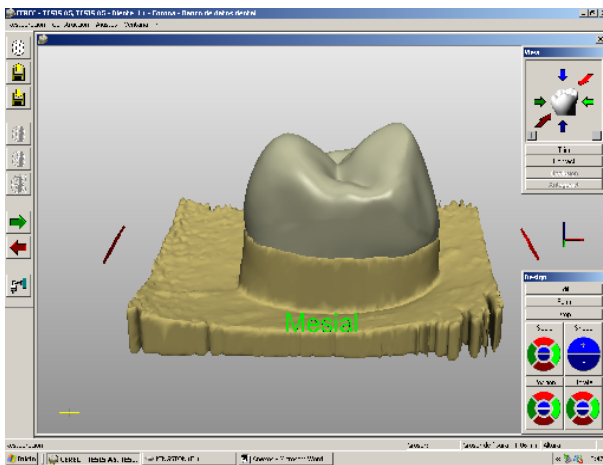
Aplicación de Adhesivo, Fotopolimerización.



Preparación de los Muñones por capas
Diseño y Confección de Endocoronas CEREC 3D

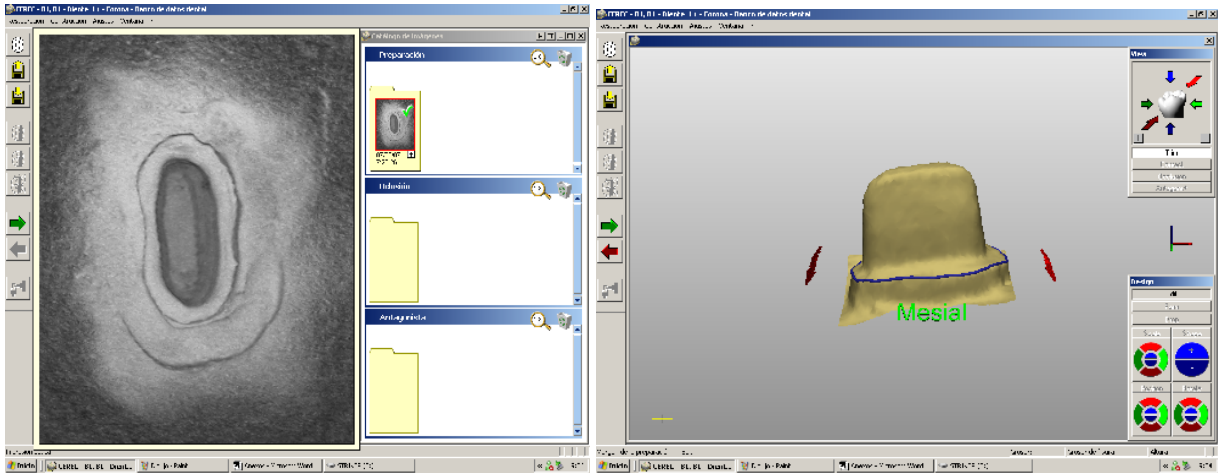


Selección de la imagen escaneada. Selección del borde de la preparación (en azul)

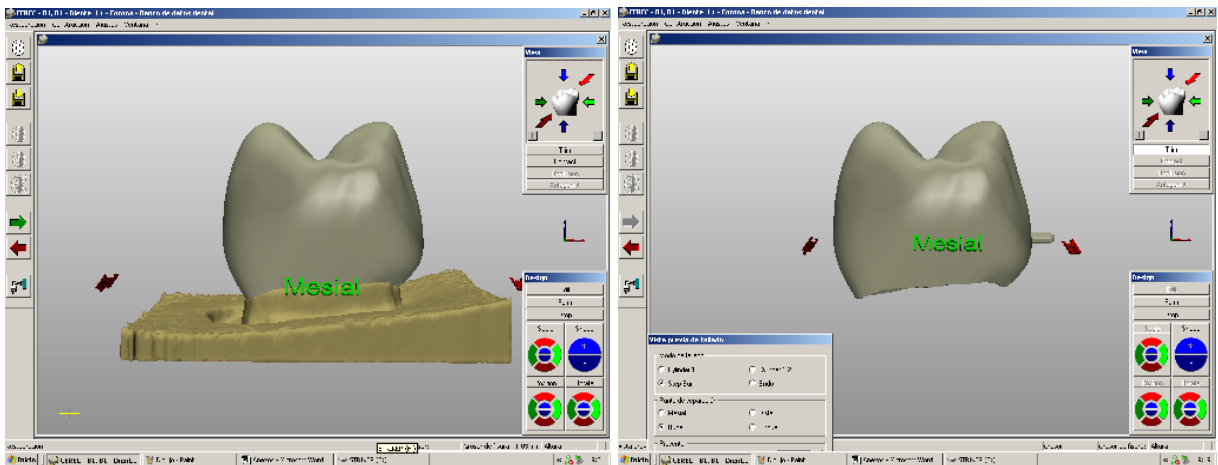


Selección de la Endocorona según base de datos. Endocorona terminada, lista para tallar.

Diseño y Confección de Coronas Periféricas CEREC 3D



Selección de la imagen escaneada. Selección del borde de la preparación (en azul)



Selección de la corona según base de datos. Corona Periférica terminada, lista para tallar.

Cementación de Coronas CEREC 3D en ambos Grupos



Acondicionamiento, lavado y secado

Aplicación de Adhesivo

Fotopolimerización

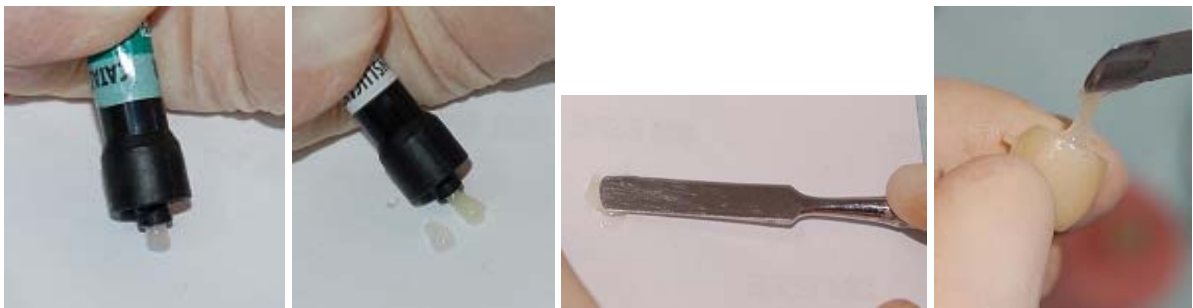


Aplicación de Ac. Fluorhídrico

Lavado

Secado

Silanización 2 capas



Preparación de Cemento Calibra

Aplicación en Corona



Asentamiento manual de la Corona

Pruebas de Fuerza Mecánica

Retiro de excesos

Fotopolimerización



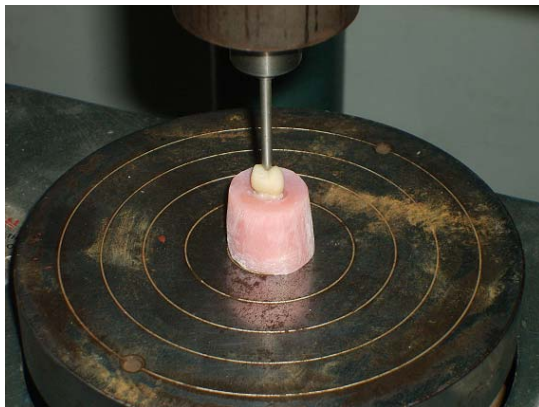
Máquina Instron



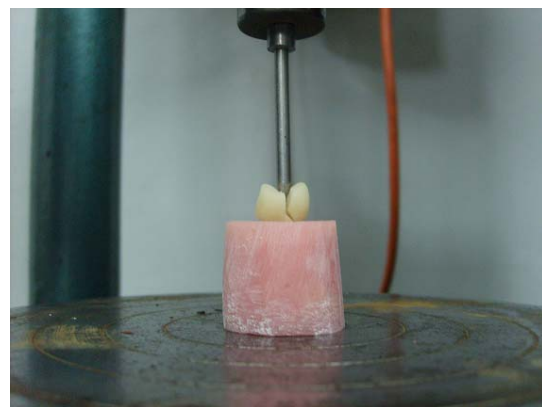
Posicionamiento de Troqueles



Control Remoto



Posicionamiento de la Púa



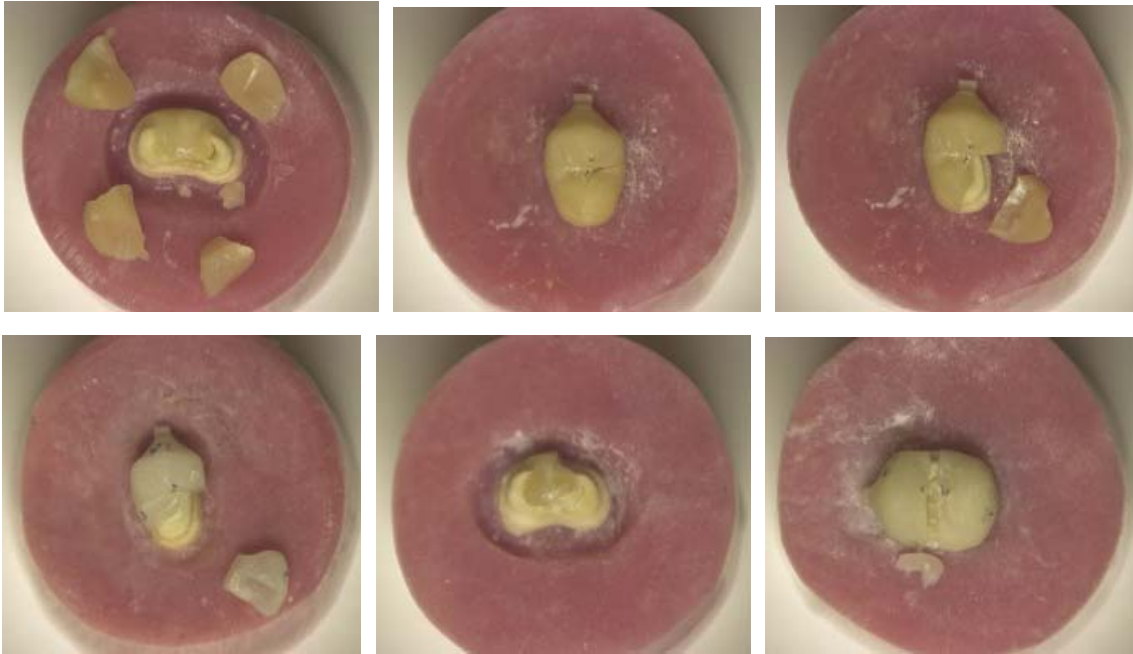
Aplicación de Fuerza hasta la Fractura



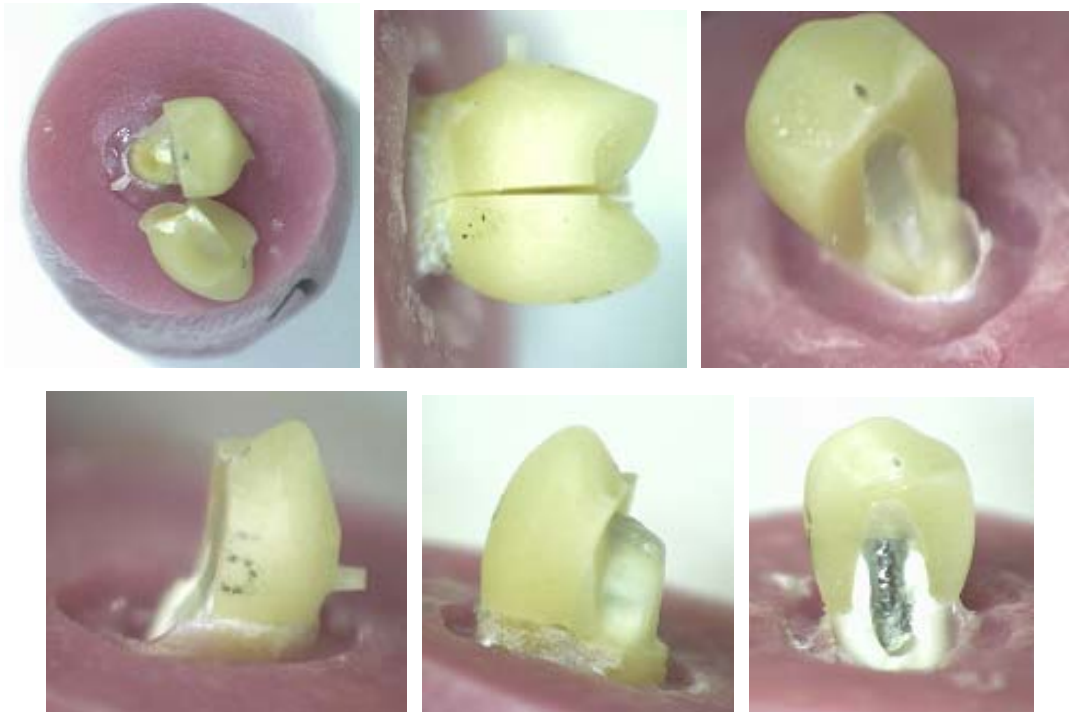
Registro Computacional de los Datos

Patrones de Fractura

Grupo A Endocoronas CEREC 3D



Grupo B Coronas periféricas CEREC 3D sobre sistema Mixto.



Anexo 3

Tabla Excel de Recolección de datos Endocoronas CEREC 3D

Endocoronas	F. maxima daN	Desplazamiento mm	Fluencia daN	Velocidad mm/min
A1	50,95	1,99	10,05	1
A2	81,70	2,03	15,90	1
A3	50,90	1,93	9,65	1
A4	70,00	1,96	13,55	1
A5	57,40	1,96	11,49	1
A6	59,65	1,91	11,35	1
A7	33,70	1,74	12,05	1
A8	40,15	1,99	8,00	1
A9	41,40	2,30	7,95	1
A10	41,25	2,37	18,35	1
A11	57,35	1,91	11,45	1
A12	65,75	2,01	13,10	1
A13	62,15	2,38	53,00	1
A14	68,05	1,21	13,60	1
A15	105,15	2,21	83,50	1
A16	54,80	1,92	31,55	1
A17	67,65	1,87	13,50	1
A18	59,45	2,53	11,80	1
A19	48,65	2,80	9,40	1
A20	41,15	2,55	8,15	1
Promedios	57,86	2,08	18,37	1

Endocoronas	Rasgo de F.	F. corona	Corona/prep.	corona/muñón	corona/muñón/prep.	corona/muñón/prep/Raíz
A1			1			
A2		1				
A3		1				
A4		1				
A5		1				
A6						1
A7		1				
A8		1				
A9		1				
A10		1				
A11		1				
A12		1				
A13			1			
A14			1			
A15		1				
A16		1				
A17		1				
A18		1				
A19		1				
A20		1				
Totales	0	16	3	0	0	1

Endocoronas	F. de 1 trozo	F. de 2 trozos	F. Múltiples	Sentido de F. M-D	Sentido de F. V-P	Diagonal	Múltiples Sentidos
-------------	---------------	----------------	--------------	-------------------	-------------------	----------	--------------------

A1			1				1
A2		1				1	
A3			1	1			
A4			1			1	
A5			1			1	
A6			1	1			
A7		1		1			
A8	1			1			
A9			1	1			
A10			1			1	
A11	1						1
A12		1				1	
A13		1		1			
A14	1					1	
A15			1				1
A16		1				1	
A17			1				1
A18			1			1	
A19	1					1	
A20	1					1	
Totales	5	5	10	6	0	10	4

Endocoronas	F. Cúspide P	F. Cúspide V	Ambas cúsp.	Escalón V-P	Altura prep.	Long. Raíz
A1			1	2,20	2,50	13,82
A2	1			1,55	2,16	12,66
A3	1			0,52	2,20	10,12
A4		1		1,68	1,41	14,42
A5	1			1,48	1,99	11,80
A6	1			2,00	1,96	12,32
A7	1			1,82	2,26	14,22
A8	1			1,16	2,05	15,22
A9	1			2,25	1,78	11,50
A10	1			1,54	1,02	13,84
A11	1			1,66	1,64	12,10
A12	1			2,40	2,16	11,90
A13		1		2,30	1,68	16,29
A14		1		2,08	1,79	15,70
A15			1	1,56	1,76	11,80
A16	1			0,58	1,74	20,62
A17		1		2,48	3,04	9,58
A18	1			2,36	2,72	9,86
A19	1			0,78	2,84	8,54
A20	1			2,26	3,56	12,28
Totales	14	4	2			
Promedios				1,73	2,11	12,93

Tabla Excel de recolección de datos Coronas CEREC 3D Periféricas

Periféricas	F. maxima daN	Desplazamiento mm	Fluencia daN	Velocidad mm/min
B1	44,00	1,26	9,00	1
B2	71,20	1,71	13,90	1
B3	50,50	1,34	10,00	1
B4	66,65	1,36	13,05	1
B5	75,05	1,39	14,20	1
B6	56,90	1,56	11,10	1
B7	91,35	1,90	72,20	1
B8	138,75	2,33	27,05	1
B9	95,85	1,73	18,70	1
B10	97,50	2,09	19,10	1
B11	118,25	1,56	23,10	1
B12	105,25	2,38	20,80	1
B13	73,50	1,99	43,50	1
B14	61,20	1,85	11,90	1
B15	82,95	1,98	16,25	1
B16	57,95	2,37	47,95	1
B17	69,50	2,08	13,50	1
B18	45,40	1,82	8,70	1
B19	64,75	1,98	40,15	1
B20	67,80	1,80	13,30	1
Promedio	76,72	1,82	22,37	1

Periféricas	Rasgo de F.	F. sólo corona	F. Corona + Preparacion	F. corona + muñon	F. corona + muñón + preparación	F. corona + muñón + preparación + Raíz
B1						1
B2		1				
B3	1					
B4						1
B5						1
B6		1				
B7						1
B8		1				
B9				1		
B10						1
B11		1				
B12		1				
B13				1		
B14						1
B15					1	
B16				1		
B17				1		
B18						1
B19				1		
B20					1	
Totales	1	5	0	5	2	7

Periféricas	F. de 1 Trozo	F. de 2 Trozos	F. Múltiples	Sentido de F. M-D	Sentido de F. V-P	Diagonal	Multiples Sentidos
B1	1			1			
B2	1				1		
B3				1			
B4	1			1			
B5		1		1			
B6	1			1			
B7		1		1			
B8	1						1
B9	1			1			
B10	1			1			
B11			1				1
B12			1				1
B13			1	1			
B14	1			1			
B15			1	1			
B16		1		1			
B17	1			1			
B18	1			1			
B19	1			1			
B20	1			1			
Totales	12	3	4	16	1	0	3

Periféricas	F. Cúspide P	F. Cúspide V	Ambas Cúsp.	Escalón V-P	Altura prep.	Long. Raíz	Altura Muñón mm
B1	1			0,98	3,65	12,00	5,00
B2			1	0,80	2,49	10,50	5,00
B3				1,80	3,70	10,00	5,00
B4	1			0,52	4,37	11,46	5,00
B5	1			1,43	2,52	14,00	5,00
B6		1		0,44	4,13	15,00	5,00
B7	1			0,28	3,40	14,00	5,00
B8		1		1,62	3,88	11,00	5,00
B9	1			1,48	4,41	12,00	5,00
B10		1		1,18	1,94	15,00	5,00
B11			1	0,92	2,29	12,00	5,00
B12			1	1,52	3,21	15,50	5,00
B13	1			1,62	2,72	13,00	5,00
B14	1			2,32	1,49	13,00	5,00
B15	1			1,70	1,55	14,00	5,00
B16	1			1,96	3,40	15,00	5,00
B17	1			2,20	2,23	10,00	5,00
B18	1			1,34	3,00	13,50	5,00
B19	1			2,28	2,14	11,50	5,00
B20	1			1,88	2,63	12,00	5,00
Promedio				1,41	2,96	12,72	5,00
Totales	13	3	3				

