

Tomo 2: Rehabilitación Oral

Estudio in vitro de la resistencia mecánica entre dos tipos de atache de semiprecisión cementables y la soldadura de cromo para prótesis fija

Guillermo Mauricio Aguirre Balseca

Tomo 2: Rehabilitación Oral

**Estudio in vitro de la resistencia mecánica
entre dos tipos de atache de semiprecisión cementables
y la soldadura de cromo para prótesis fija**

© Guillermo Mauricio Aguirre Balseca

Título del libro

Tomo 2: Rehabilitación Oral: Estudio in vitro de la resistencia mecánica entre dos tipos de atache de semiprecisión cementables y la soldadura de cromo para prótesis fija

ISBN: 978-9942-33-566-1

Publicado 2022 por acuerdo con los autores.

© 2022, Editorial Grupo Compás

Guayaquil-Ecuador

Cita.

Aguirre, G.(2022) Tomo 2: Rehabilitación Oral: Estudio in vitro de la resistencia mecánica entre dos tipos de atache de semiprecisión cementables y la soldadura de cromo para prótesis fija. Editorial Grupo Compás.

Grupo Compás apoya la protección del copyright, cada uno de sus textos han sido sometido a un proceso de evaluación por pares externos con base en la normativa del editorial.

El copyright estimula la creatividad, defiende la diversidad en el ámbito de las ideas y el conocimiento, promueve la libre expresión y favorece una cultura viva. Quedan rigurosamente prohibidas, bajo las sanciones en las leyes, la producción o almacenamiento total o parcial de la presente publicación, incluyendo el diseño de la portada, así como la transmisión de la misma por cualquiera de sus medios, tanto si es electrónico, como químico, mecánico, óptico, de grabación o bien de fotocopia, sin la autorización de los titulares del copyright.

   @grupocompas.ec
compasacademico@icloud.com

Prólogo

El libro “Estudio in vitro de la resistencia mecánica entre dos tipos de atache de semiprecisión cementables y la soldadura de cromo para prótesis fija” se presenta como una exposición de un trabajo de investigación realizado con todo el cariño y esmero que un amante de la odontología como es el Dr. Mauricio Aguirre.

La odontología es una de las ramas de la ciencia de la salud que evoluciona de una manera acelerada, en estos avances quien no cuenta con la imaginación e ingenio para sobrellevar los retos, se queda en un abismo de confusión y desasosiego.

En el área de la rehabilitación oral los diferentes procedimientos existentes ligados a los protocolos establecidos van modificándose casi a diario, las prótesis siempre serán alternativas de tratamiento ideales ante la pérdida de dientes en un individuo, incluir en el diseño y planificación de estos dispositivos como los attaches de precisión es un reto que todo odontólogo en un determinado momento se enfrenta.

Leer el documento servirá de guía a las diferentes generaciones de odontólogos y profesionales en el área de odontología, cumpliéndose así uno de los más grandes sueños del autor, trascender en el tiempo en base a las acciones y escritos realizados.

Que esta obra sea una inspiración para las futuras generaciones para que puedan encontrar en ella el punto de partida para sus propios logros

Ana del Carmen Armas
Master, PhD en Operatoria dental: Pos PhD en
Odontopediatría
Docente Universidad Hemisferios

Índice

Introducción	4
Problemática basada en la experiencia.....	6
Pasos para la elaboración de los metales en puentes fijos fraccionados	7
Impresiones	8
Silicona de condensación	9
Modelos de trabajo.....	9
Ceras dentales y colado.....	10
Estructura metálica.....	12
Aleaciones metálicas.....	12
Metales no preciosos.....	13
Composición y papel de las aleaciones dentales de bases no preciosas UNIBOND (JENSEN)	13
Resistencia Mecánica.....	17
Alargamiento.....	17
Módulo de Elasticidad.....	17
Fundamentos para el diseño del armazón de metal en coronas y puentes metalo cerámicos	18
Estabilidad estructural.....	20
La geometría de los armazones de metal tradicionales.....	22
Soldadura.....	23
Ataches.....	26
Interlocks (rielera).....	28
Propiedades características.....	32
Retención del metal.....	32
Pasador como medio de retención.....	33
Mecánica de los materiales	34
La platina.....	36
Encerado.....	41
Muñones.....	41
Póntico.....	42
Grupo control de puente soldado	42
Técnica de soldadura.....	44
Diseño de los ataches	47
Atache USFQ.....	48

Patriz	48
Estandarización del atache USFQ	49
Matriz	52
Cementación.....	55
Atache rielera modificado	57
Matriz	58
Patriz	59
Experimentación	60
Resultados	66
Resultados suelda	66
Resultados atache USFQ.....	68
Resultados atache rielera modificado.....	69
Indicadores de resumen de las pruebas de mann – whitney para la significancia de La carga axial en newton según las combinaciones de grupos	71
Bibliografía	74

Introducción

La prótesis fija es el arte y la ciencia de restaurar los dientes dañados o destruidos mediante restauraciones coladas de metal, metal-cerámica, o totalmente cerámicas. Igualmente se encarga de reemplazar los dientes perdidos y ausentes utilizando componentes fijos cementables a piezas previamente talladas.

En los últimos 20 años la prostodoncia ha registrado un giro a favor de los puentes fijos teniendo de esta manera un número mayor de pacientes que reciben este tipo de tratamiento.

La gran variedad de tratamientos son estandarizados y clínicamente probados para asegurar una rehabilitación adecuada en su función, estética, fonación, masticación y además en su durabilidad a través de los años siendo este tipo de prótesis la que más se apega a lo natural.

La prótesis fija tiene una gran variedad de aplicaciones, existen determinadas situaciones que clínicamente transforman a este tipo de prótesis en complicadas o inclusive no posible de realizar sin la ayuda de determinados aditamentos. Desde hace tiempo la solución clásica para los problemas de inserción y de tensiones es el puente fraccionado.

Existen casos en los que el paralelismo de los muñones tallados hacen imposible la planificación de prótesis fija sin que se tenga que sacrificar a la pieza con tratamiento endodóntico y pernos que corrijan angulaciones.

Otros casos admiten la posibilidad de realizar cortes en los pónicos de puentes para después proceder a soldar la estructura metálica aumentando de esta manera la facilidad de inserción de la estructura sobre las piezas pilares.

Teniendo en cuenta estos antecedentes podríamos decir que en determinados casos la utilización de puentes fraccionados¹ y unidos por ataches o aditamentos, ayudan en el momento de la inserción de la prótesis fija en casos que la vía de inserción este afectada.

En este libro se quiere demostrar que al colocar dichos aditamentos cementándolos y fijados con un pasador, son lo suficientemente resistentes para soportar las fuerzas masticatorias.

Debido a estos antecedentes queremos demostrar que al fabricar aditamentos para ser cementados podrían mantener los rangos de resistencia ante las fuerzas masticatorias y contribuir en un futuro en las soluciones de determinados casos clínicos que los requieran.

Problemática basada en la experiencia

El presente libro pretende demostrar que el disponer de aditamentos cementables tipo atache aplicados en puentes fraccionados, nos ayudará en la solución de casos que tengan deficiencia en el ingreso de puentes metal porcelana, debido a un paralelismo inadecuado de las piezas pilares.

La causa más frecuente de los problemas de inserción es el deficiente paralelismo de los pilares. Si la dirección de inserción no es la adecuada o la construcción colada se encuentra sometida a tensión en la boca, no será posible insertarla. Desde hace tiempo la solución clásica para los problemas de inserción y de tensiones es el puente fraccionado.^{1,45}

Al tener una alternativa más para determinados casos aumentamos nuestro arsenal de tratamientos pudiendo de esta manera otorgar procedimientos que solucionen casos atípicos y no tener que recurrir obligatoriamente a la soldadura.

Muchas de las correcciones de angulaciones de los pilares de prótesis fija no son muy conservadoras en el caso de requerir endodoncia y la colocación de pernos intraradiculares. Al no tallar en forma excesiva las piezas pilares para intentar corregir el paralelismo, el tratamiento se transforma en conservador y nos da la posibilidad de mantener la pieza vital, dándonos un margen mayor de durabilidad, al aplicar este tipo de aditamentos tipo atache cementable ayudaríamos en determinados casos que las angulaciones permitan clínicamente mantener la vitalidad dentaria.

Es importante poder contar con ciertos aditamentos que puedan simplificar y mejorar nuestro trabajo protésico ayudando de esta manera a recuperar la salud perdida y dar mejores propuestas de tratamiento en casos especiales.

Para poder demostrar que este tipo de aditamento sirve, deberíamos comenzar con un estudio in vitro que demuestre que el atache es lo suficientemente resistente a las fuerzas masticatorias por ello daremos a continuación un estudio comparativo entre dos tipos de ataches estabilizados con un pasador y cementados, versus la soldadura de cromo, determinando de esta manera si estos tipos de aditamentos que proponemos son lo suficientemente aptos para soportar las fuerzas masticatorias.

Debemos tomar en cuenta que este tipo de investigación implica una gran cantidad de conocimiento previo desde lo más básico hasta lo más complejo y que no se puede dejar pasar por alto cosas que aparentemente no son tan importantes y que se pueden dar por entendido, además del conocimiento dental hemos adherido literatura referente a mecánica de materiales y una serie de conceptos que no pueden estar ajenos en este tipo de ensayos.

Pasos para la elaboración de los metales en puentes fijos fraccionados

Para la confección de los metales en puentes fijos fraccionados, se siguen los mismos parámetros técnicos que para una prótesis fija⁴², con algunas diferencias.

- Impresiones.
- Modelos de trabajo.
- Primer patrón de cera.
 - Encerado de muñón y pónico con primera parte de atache.
- Revestimiento y colado.
- Segundo patrón de cera.
 - Encerado de muñón y pónico con segunda parte de atache.
- Acabado.

Impresiones

En odontología se utilizan numerosos materiales para la toma de impresiones. Sin duda, la elección del procedimiento y el material de impresión adecuados para cada indicación en particular tienen una gran influencia sobre la calidad de la restauración final.²⁹

De este modo, los materiales que deben tenerse en cuenta para prótesis fija son primariamente las siliconas, ya que los otros materiales de impresión no permiten el empleo de la técnica de corrección que se realiza con la segunda toma de la impresión.²⁹

Durante la impresión de dientes pilares para un puente no existen en principio, diferencias respecto a la impresión para una corona individual. En el caso de utilizar siliconas de condensación en las impresiones para puentes extensos de varios pilares, debe proveerse suficiente refrigeración para evitar que la masa fragüe de forma excesivamente rápida. En

estas situaciones resulta más favorable el empleo de una silicona de adición. En el caso de que todos los dientes presentes hayan sido tallados puede tomarse también una impresión de fase única, ya que la confección de una cubeta individual ya no se ve dificultada por la presencia de las zonas retentivas de los dientes no tallados.³

Silicona de condensación

Se llama de condensación por que se produce una contracción debido a la inevitable evaporación del alcohol cuya magnitud es proporcional a la del material de relleno.

Su componente base es el polidimetilsiloxano oleoso con grupos hidroxilo que por su viscosidad se asocia entre un 10 a 80% a los materiales de relleno

(sílice, TiO_2 o ZnO) formando una pasta. Su componente catalizador contiene alcoxisilanos tetrafuncionales (silicato de tetra etilo)^{6,25}

Esta característica nos da tiempo de espera para vaciar la impresión durante 12 a 24 horas, mientras más tiempo demore el vaciado más condensación del material existirá.⁴⁸

Modelos de trabajo

Cuando se han realizado buenas impresiones de los dientes preparados en boca, es importante manejarlas correctamente para asegurar modelos precisos y detallados. Obtenerlas necesita tiempo y esfuerzo por parte del profesional. Así mismo, es un proceso tedioso para el paciente. Para ello, es

preciso seguir unos pasos simples en el manejo de los modelos, asegurándose que no serán necesarias repeticiones que representarían tiempo y dinero. La facilidad con la que se fabrica una restauración y la precisión con la que ajusta en boca viene materialmente determinada por el modelo.

Los buenos modelos deben cumplir tres requisitos:

1. No presentan burbujas, sobre todo a lo largo de los dientes preparados.
2. Ninguna de sus partes puede estar distorsionadas.
3. Es preciso recortarlos a fin de asegurar el acceso para el modelado de los márgenes del patrón de cera.⁴²

Ceras dentales y colado

Las ceras forman parte de las materias primas más antiguas y presentan una variedad de propiedades y aplicaciones². Antes de la era cristiana el ser humano ya había descubierto, que las ceras, por sus propiedades típicas, como su plasticidad, su cualidad de fundibles y su combustibilidad, el brillo que confieren, su capacidad de adhesión y su resistencia al agua, al aire y a la luz, encuentran un sinnúmero de aplicaciones en el arte, la tecnología y la medicina.²⁷

El ámbito de las ceras dentales es muy amplio. Constituyen uno de los materiales más importantes en la odontología de restauración. Las propiedades de las ceras dentales, como parte de los materiales utilizados, influyen, en gran medida en la calidad de las piezas dentales². Los requisitos que deben cumplir estos materiales son tantos que no se pueden satisfacer sólo con un tipo de cera. Por ello existe una amplia oferta de ceras especiales para diferentes indicadores.⁹

Las ceras se clasifican según su origen o creación en los siguientes grupos principales²⁷:

1. Ceras naturales
2. Ceras modificadas
3. Ceras parcialmente sintéticas
4. Ceras enteramente sintéticas.

Las ceras naturales, se encuentran en la naturaleza, éstas mismas tratadas con refinación, destilación o extracción se llaman ceras modificadas²⁷, mientras que las ceras sintéticas se obtienen combinando diversas sustancias químicas en el laboratorio o por medio de la acción química sobre las ceras naturales. Los aditivos pueden ser materiales naturales o sintéticos.⁴⁷

En resumen, hoy día se puede decir que las ceras en sus distintas formas suponen una valiosa herramienta para el ámbito industrial, y en el campo de la prótesis dental.⁴⁷

En la fabricación de prótesis dentales, el procedimiento denominado de “fundición a la cera perdida” desempeña un papel muy importante. Este procedimiento se describió por primera vez hace más de 100 años en relación a la fundición de metal en molde hueco perdido.²⁸

El molde de cera se puede obtener indirectamente, modelando la cera sobre un modelo creado a partir de una impresión o directamente sobre la cavidad de un diente.

Para esta investigación se utilizaron ceras para encerado de prótesis fija, ceras cervical, cera de inmersión, cera de modelado para coronas y puentes.

El modelo de cera es provisto con canales de colada y se coloca, bien solo o bien con modelo maxilar, en una masa refractaria. Al calentarse esta masa, el modelo de cera se escalfa y el espacio hueco creado de esta manera es rellenado mediante una aleación dental fundido a través de los canales de colada. Después de enfriarse, la masa base es retirada y se consigue un modelo de metal (estructura metálica) exactamente igual que el modelo de cera.²⁸

Estructura metálica

La estructura metálica para la fabricación de prótesis fija varía de acuerdo al diferente tipo de aleación que se utilice, las más comunes en nuestro medio es el metal cerámico que es una aleación de metal no precioso, a continuación una descripción de este tipo de aleaciones.

Aleaciones metálicas

Para propósitos dentales, se describen las aleaciones como la combinación de dos o más materiales que por lo general son solubles en estado de fusión.¹⁴

Los metales y las aleaciones que se utilizan en lugar de las aleaciones de oro en los aparatos dentales deben reunir unas características mínimas fundamentales:

1. La naturaleza química de la aleación no debe producir efectos tóxicos o alérgicos nocivos sobre el paciente o el odontólogo.

2. El aparato debe poseer unas propiedades químicas que le protejan contra la corrosión y los cambios químicos cuando esté en contacto con los líquidos orales.
3. Deben poseer unas propiedades físicas y mecánicas satisfactorias (conductibilidad, temperatura de fusión, coeficiente de expansión térmica, resistencia) que cumplan unos valores mínimos determinados y puedan variar en función de las diferentes aplicaciones.
4. La pericia técnica necesaria para fabricar y aplicar estos materiales deben estar al alcance del odontólogo medio y de los técnicos experimentados.
5. Los metales, las aleaciones y los materiales auxiliares utilizados para la fabricación deben ser abundantes, relativamente baratos y asequibles, incluso en periodos de necesidad.³⁸

Existen diferentes tipos de aleaciones con metales preciosos, semipreciosos pero nos enfocaremos en los no preciosos que son los utilizados en este ensayo.

El metal utilizado en este ensayo es el UNIBOND (JENSEN) de la industria estadounidense.

Metales no preciosos

El níquel, el cromo y el cobalto son los metales no preciosos o base. No tienen valor intrínseco y se oxidan fácilmente.

Composición y papel de las aleaciones dentales de bases no preciosas UNIBOND (JENSEN)

Papel del níquel

Las aleaciones con níquel ha aumentado durante los últimos 15 años.³⁸ En las aleaciones de bases no preciosas se encuentra el níquel en proporciones del orden del 60 al 80%.¹⁴ El metal utilizado UNIBOND tiene el 78.5% de níquel.

Si se comparan los porcentajes del Cr. y el Ni. encontramos generalmente de 73.7% a 87.6% y 26.4 a 12.4%, respectivamente.¹⁴

Tiene pocas aplicaciones en las aleaciones de base de oro y de paladio, su punto de fusión es de 1453°C y una densidad 8,9 g.³⁸

Esta aleación níquel-cromo tiene la ventaja de ser inalterable y buen conductor térmico y de tener una fuerte resistencia a la tracción y a la flexión, y es de dureza elevada.¹⁴

Papel del cromo

El cromo como elemento adicional en la aleación le confiere una gran resistencia a la corrosión.

El cromo en sí mismo es difícilmente oxidable y su peso específica es de 7.19

Con el fin de asegurar una resistencia permanente en boca, una aleación no preciosa debe contener un mínimo de 22% de cromo.¹⁴

Según la ADA, las aleaciones con cromo no deben contener menos de un 20% del mismo, para que cumpla siempre satisfactoriamente los requisitos de toxicidad, hipersensibilidad y corrosión. La especificación establece igualmente unos valores mínimos para elongación, de 1,5%, la

resistencia a la fricción de 500 MPa, y el módulo elástico de 170 GPa.³⁸

El metal utilizado UNIBOND tiene un 12.5% de cromo.

Papel del berilio

Este elemento se utiliza en proporciones del 0.1 al 3% en aleaciones a base de cobre, níquel y aluminio.¹⁴

Aunque el berilio es un endurecedor y refinador de la estructura granular, se le añade a las aleaciones cromo-cobalto-níquel, para reducir la temperatura de fusión.³⁵

La adición de 1 a 2% de berilio a las aleaciones de níquel, reduce su intervalo de fusión en unos 100°C.³⁸

Las aleaciones de tipo berilio-níquel pueden estar sometidas a un tratamiento térmico, lo que les confiere características parecidas a las del acero inoxidable.¹⁴

En el metal utilizado UNIBOND tenemos 1.9% de berilio.

Papel del aluminio

La adición de aluminio a una aleación de níquel-cromo, con un tratamiento, acrecienta momentáneamente el grado de dureza de la aleación.¹⁴

El aluminio presente en las aleaciones del níquel, forma un compuesto de níquel-aluminio, que incrementa considerablemente la resistencia final a la tracción y a la flexión de la aleación.³⁸

En el metal utilizado UNIBOND tenemos un 2% de aluminio.

Papel del molibdeno

Las dos principales ventajas del molibdeno son: gran resistencia térmica y gran resistencia al desgaste.¹⁴

Además, el molibdeno, es endurecedor eficaz de la solución sólida.³⁵

En el metal utilizado UNIBOND tenemos 5% de molibdeno.

Otro de los metales que contiene el UNIBOND es el titanio con menos de 1%

Ventajas Comparadas

La temperatura de fusión de las aleaciones a base de Cr. y a base de Ni, aun si es relativamente baja, es superior ante las aleaciones de oro.¹⁴

Estas aleaciones son equivalentes al oro y a sus aleaciones, vistas bajo el ángulo de su comportamiento en el medio bucal; pero presentan ventajas muy considerables desde el punto de vista de las características físico-mecánica.¹⁴

Dureza

La dureza de las aleaciones Ni-Cr. es más importante que la de las aleaciones de oro: 36 a 43 Rockwel C contra 26 a 30 para el oro y sus aleaciones.

El pulimento de las aleaciones no preciosas es más duradero y tienen mayor resistencia a la corrosión y a la abrasión.¹⁴

El berilio es un endurecedor y refinador de la estructura granular, el aluminio forma también un compuesto níquel

aluminio que produce endurecimiento por precipitación en las aleaciones compuestas principalmente por el níquel.³⁵

Resistencia Mecánica

En la resistencia mecánica se mide el límite de elasticidad, flexión, resistencia a tracción, elongación, módulo elástico y dureza.³⁸

Comparadas con las aleaciones de oro son superiores. Límite elástico (de 38 a 56 Kg.) y carga de ruptura (de 66 a 84 Kg.).¹⁴

Alargamiento

El porcentaje de alargamiento o elongación de una aleación es un índice importante de fragilidad o ductibilidad relativas. Por consiguiente en muchos casos la elongación es una propiedad importante que permite comparar las aleaciones.³⁸

Aunque el níquel y el cobalto son intercambiables en las aleaciones si se incrementa la proporción de níquel y se reduce el cobalto se suele observar un aumento de la ductilidad y la elongación.³⁸

Los alargamientos de esas aleaciones comprendidos entre el 4 y el 8% permiten unas prótesis mucho más rígidas y de excelente comportamiento.¹⁴

El metal UNIBOND tiene una elongación del 17%

Módulo de Elasticidad

Cuanto mayor es el módulo elástico, mayor rigidez tendrá una estructura, siempre que las dimensiones de la pieza colada sean iguales en ambos casos.³⁸

Los módulos de estas aleaciones son el doble de las aleaciones de oro (21.000 contra 10.500). Esta diferencia permite realizar trabajos protésicos más finos.¹⁴

Densidad

La densidad de las aleaciones a base de Ni. y Cr. es de 7.5 gr/cm³, o sea todavía menos que la mitad de la densidad de las aleaciones de oro.¹⁴

Biocompatibilidad

Los materiales empleados para la confección de prótesis dentales deben cumplir unas elevadas exigencias: biocompatibilidad en el sentido de una buena resistencia de la corrosión y oxidación en el medio intraoral, así como una gran estabilidad frente a las fuerzas físicas que deben soportar constituyen sólo algunos ejemplos.³⁸

Fundamentos para el diseño del armazón de metal en coronas y puentes metalo cerámicos

Es sabido que en la boca el armazón de metal está sometido a fuerzas que actúan de distinta manera. Cabe mencionar las tensiones de tracción, compresión, flexión y de corte.⁴¹

La mayoría de los autores que realizan experimentos de carga sobre puentes de tres piezas o más miembros discuten acerca de las fuerzas masticatorias reales promedio o máximas, para evaluar a partir de las mismas la validez del material utilizado. Korber y Korber, se basan en un estudio bibliográfico para definir como la fuerza masticatoria máxima unos 300 N. Un interesante estudio de Jager et al demuestra que los hábitos nutritivos de un centroeuropeo promedio (gominolas, carne seca y pudín) no precisan de más de 50 N.

Kappert indica, a modo de ejemplo, que para morder una avellana sin cáscara basta con unos 100 N mientras que para hacerlo con cáscara se preciarían unos 500 N. Recomienda utilizar esta magnitud como una referencia aproximada para valorar la utilidad clínica de los materiales.

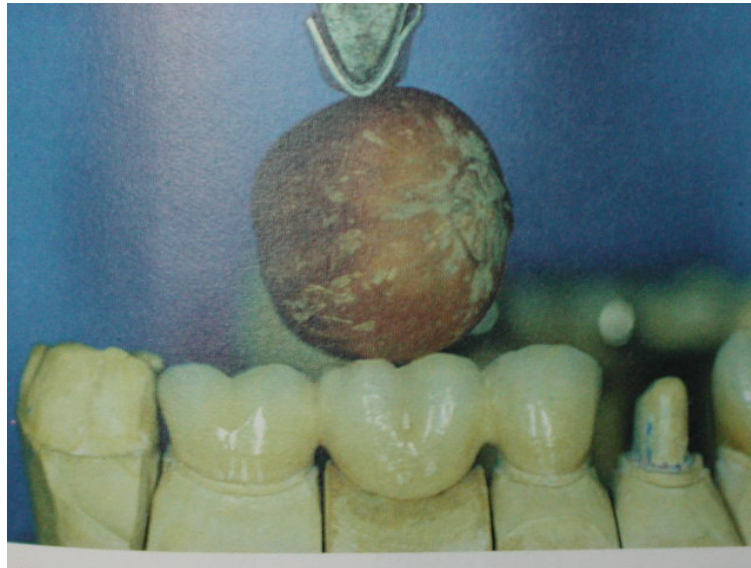


Fig. 1 Experimento de fractura de avellana con cáscara sobre puentes sin metal

Por tanto para conseguir coronas firmes y de vida larga, hay que prestar atención a determinados principios en la fabricación. Especial consideración merece la unión metal-cerámica, la reproducción exacta del diente, la conservación de las fibras y de la sustancia ósea, así como de los músculos y las funciones TMJ controladas por el Sistema Nervioso Central.⁴¹

Estabilidad estructural

En relación a esto se deben cumplir dos criterios:

- Firmeza
- Capacidad de controlar la tensión de tracción ejercida sobre la zona límite de la unión entre la unión del metal y la cerámica y de transformarla en tensión de compresión.

Además deben satisfacer los requisitos de forma, funcionalidad, biocompatibilidad y estética.

La rigidez de las coronas y puentes fijos bloqueados viene determinada principalmente por la anchura, la longitud y la profundidad de los conectores. Constituyen la parte más sensible del armazón, porque aquí confluyen todas las fuerzas. Para absorber estas fuerzas de la mejor forma, en los puntos de contacto con las papilas interdentes las piezas de unión deberían presentar líneas débiles en U, en lugar de líneas fuertes en V. Cuanto mayor sea su radio, más débiles serán sus contornos y mayor será la rigidez.⁴¹

Sin embargo las fuerzas no se ejercen sobre las piezas de unión propiamente dichas, sino también sobre la superficie de los muñones de pilar. Como El-Ebrashi y Craig et al, ya han

expuesto en sus estudios foto elásticos, las fuerzas de compresión actúan principalmente sobre las hileras dentales posteriores, y allí sobre la zona marginal de las cúspides y las fisuras del enchapado de cerámica.⁴¹

A diferencia de lo que ocurre en los dientes posteriores, donde la carga incide verticalmente, los dientes anteriores soportan la carga en dirección oblicua. En función de la sobremordida vertical y horizontal, el ángulo del eje central comprende generalmente entre 30 y 45°. Por eso tanto las unidades maxilares superiores como las inferiores deberían tener siempre un hombro metálico de apoyo, que esté en condiciones de soportar las zonas linguales, palatinas e interproximales. Si la distancia oclusal-cervical es escasa, los conectores deberían extenderse hasta la superficie oclusal. Si las piezas de unión se extienden tanto como sea posible en dirección lingual o palatina, aumenta la resistencia a la flexión y a la extensión, también soportan tensiones de tracción. Por este motivo, hay que diseñar los intermediarios y los conectores del armazón tan altos, tan largos y tan profundos como sea posible, ya que el intermediario adicional reduce la resistencia a la flexión del puente y aumenta la concentración de otras fuerzas incidentes.⁴¹

También la aleación, debe poseer unas excelentes propiedades metalográficas, pero también debe satisfacer los mejores estándares de calidad en el procesamiento y una microestructura de gran finura de grano.⁴¹

Además el colado debería ser muy compacto, sobre todo en los conectores. El sistema de colado desarrollado por los autores tiene las siguientes características: alta resistencia al calor

durante las diferentes fases de procesamiento, gran estabilidad y resistencia, óptima combinación de los distintos elementos de aleación, no sublimación de los metales relevantes desde un punto de vista químico para la unión del metal y la cerámica, calidad constante de la micro estructura de la aleación e incluso su mejora en los posteriores tratamientos térmicos, así como una máxima precisión en el derrame de los bordes de las coronas.⁴¹

La geometría de los arzones de metal tradicionales

El diseño, y por tanto la geometría, del arzón son factores igualmente decisivos para su solidez. Partiendo de una impresión sólida que mantiene las formas y las dimensiones de los dientes se va proyectando el diseño de la arzón, formando una superficie cóncava de curva amplia mediante las correspondientes espátulas durante el modelado en cera.¹⁰

En los arzones tradicionales debe reproducirse el diente con una amplitud pequeña. Comenzando con la reducción dimensional de la zona incisiva de los dientes anteriores y la zona oclusal de los dientes laterales se procesan luego las demás zonas del mismo modo.¹⁶

Con el fin de evitar deformaciones y errores en el arzón de metal, este debe presentar un diseño determinado. Esto es especialmente relevante en pacientes con problemas graves de encía o para la inserción de implantes. En estos casos, el arzón debe ser lo suficientemente sólido como para poder conservar durante un período de tiempo largo el muñón, el

tejido óseo, y la unión entre el implante y la supraestructura. El armazón debe satisfacer los criterios ya citados por la estabilidad estructural. Además deben incluirse diversos factores en la planificación, entre ellos se encuentra el coeficiente y la de dilatación térmica de la cerámica y del metal y su modificación, la elección del sistema cerámico, las alteraciones ligadas con la cocción, el tipo de vacío y de los gases nobles que fluyen bajo presión al interior del horno de cocción, los procedimientos de modelado y de condensación de la cerámica la elección y el modo de aplicación del modo de cocción y, finalmente el tratamiento químico térmico de la cerámica.⁴¹

Soldadura

La soldadura es un medio de unión de los metales preciosos y semipreciosos, en el medio oral este tipo de soldadura en metales debe tener las mismas características de biocompatibilidad que brindan los materiales dentales.¹¹

La técnica de soldadura convencional, en la que el objeto a soldar es fijado en primer lugar por medio de la masa de revestimiento, calentándolo a continuación, se encuentra ampliamente extendida, debido a la sencillez del procedimiento de trabajo, y a su bajo costo.⁴⁴

Únicamente se deben utilizar fundentes recomendados por el fabricante para los respectivos tipos de aleación. Tras la eliminación de la cera o duralay debe aplicarse la cantidad apropiada de fundente sobre los objetos todavía calientes. La mayoría de aleaciones y soldaduras contienen pequeñas cantidades de metales no nobles que se oxidan durante el

precalentamiento. Estos óxidos son disueltos por el fundente y se obtiene una superficie lisa, de tal manera que la soldadura puede penetrar, fácilmente, en la hendidura a soldar.¹¹

La soldadura dental debe ser:

1. Resistente a la corrosión. Las restauraciones, como las prótesis parciales fijas, están permanentes en la boca, requieren el uso de una soldadura de alta pureza para resistir la corrosión.
2. De menor punto de fusión que la aleación. Ha de poseer una temperatura de fusión que unos 60°C por debajo de la del metal que se suelda.
3. Resistente a la formación de pozos. Los pozos en la soldadura no son deseables. Estos se producen con mayor asiduidad cuando existe una proporción más alta del metal no noble en la soldadura, susceptible de vaporizarse cuando el espacio de los componentes es demasiado estrecho o se sobrecalienta la soldadura.
4. Resistente. La soldadura debe ser tan resistente como la aleación con la que se emplea. Su dureza disminuye a medida que aumenta la pureza (contenido en oro).
5. Fluida. La soldadura debe fluir. La plata utilizada en ella la hace adherirse al metal y fluir con mayor libertad. El cobre por otro lado, lo hace más lenta. La soldadura que se funde a mayores temperaturas tiene una menor tensión superficial, fluyendo con facilidad a través de espacios estrechos. Las de baja fusión, en cambio, fluyen pobremente a través de espacios estrechos.
6. Del mismo color. El color de la soldadura debe ajustarse a la de la aleación que se suelda.⁴²

La cera que se encuentra en la junta de soldadura siempre debe ser eliminada por completo. Los residuos de cera se carbonizan e impiden, de esta forma, la cobertura completa del material de base a soldar.¹¹

Sólo se deben emplear soldaduras cuya composición guarde parecido con el material base para poder garantizar la compatibilidad respecto a la aleación. Las indicaciones y recomendaciones del fabricante deben ser respetadas escrupulosamente.¹¹

La base de soldadura debería ser lo más pequeña posible. Una base de soldadura amplia no se puede calentar de forma uniforme y rápida. Por este motivo, existe el peligro de que los objetos de soldadura se oxiden y, o que el revestimiento refractario extraiga calor de los objetos de soldadura.¹¹

Antes de proceder a la soldadura la base de esta debería calentarse durante 10-15 min. a 500 grados centígrados en el horno de precalentamiento. A continuación se debería aplicar nuevamente el fundente. Si no se precalienta la base de soldadura, requerirá más tiempo para alcanzar la temperatura de precalentamiento. En consecuencia, ello puede dar origen a una formación de óxido en la superficie de la aleación que dificultará la difusión de la soldadura.¹¹

Un fundente para soldaduras es una sustancia que se aplica sobre la superficie del metal fundido fundamentalmente para evitar que el oxígeno entre en contacto con el metal caliente produciendo su oxidación. Además, el fundente disuelve los óxidos que se pueden formar en el metal durante su calentamiento, y la solución resultante de óxido u otras

sustancias extras que queden en el fundente constituyen una escoria.

El bórax, o tetraborato de sodio ($\text{Na}_2\text{B}_4\text{O}_7 \cdot 10\text{H}_2\text{O}$), disuelve los óxidos metálicos presentes en las aleaciones de oro (fundamentalmente los óxidos de cobre) y, por consiguiente, se utiliza mucho como fundente en odontología.³⁸

El examen microscópico de las uniones soldadas bien formadas revela que la soldadura no se combina excesivamente con las partes a soldar. Cuando se funde correctamente y no se sobrecalienta la soldadura, se forma una delimitación claramente definida entre la soldadura y las partes soldadas.¹¹

Ataches

Un atache o anclaje es un instrumento mecánico que contribuye a la fijación⁴⁰, retención, estabilización y soporte de las prótesis dentales fijas, removibles y mixtas.^{22,23}

Ataches de presión

Es un retenedor usado en prótesis fija y removible que consiste en un receptáculo o hembra y una parte que la calza o macho. Usualmente el macho va adosado a una corona junto al pilar más cercano al extremo libre, y la hembra se encuentra adosada a la prótesis. Estos aditamentos son prefabricados mecánicamente, generalmente soldados a los otros elementos metálicos, y debe darse un contacto íntimo entre el macho y la hembra, así como calzar perfectamente los dos.²² Son los que tienen mayor exactitud.²³

La tolerancia de los componentes del atache es de menos de 0.001 pulgada.¹⁹

Ataches de semipresión

Son similares a los de precisión, excepto en que las superficies de contacto de sus componentes están menos íntimamente unidas, y su fijación es menos segura. Sus componentes usualmente son colados a partir de patrones de cera o resina calcinable.²² Pueden ser colados en metales preciosos o no nobles.²³ La tolerancia de los componentes del atache es de más de 0.001 pulgada.¹⁹

Ataches rígidos

Son ataches que no permiten movimientos o flexión entre el macho y la hembra.²²

Ataches no rígidos o resilentes

Son ataches que permiten movimientos entre el macho y la hembra a través de la incorporación de un mecanismo de resorte, bolas, o elementos flexibles.²²

Los aparatos anclados en la arcada superior están sujetos a la fuerza de la gravedad por lo que, después de la intrusión que se origina tras el acto masticatorio, sufren un ligerísimo desplazamiento separándose de la mucosa y este fenómeno ocurre con los ataches rígidos pero más con los resilentes, por lo que en principio en la arcada superior se deben colocar ataches rígidos y dejar los resilentes para la inferior.⁴

Ataches intracoronales

Estos ataches están contenidos dentro del perímetro de la porción coronaria del diente natural.²² Están compuestos por un macho colocado en la prótesis removible y una hembra colocada dentro de la cara oclusal de la corona, en la zona distal, y cuando actúa el macho, tiene una acción paraaxial o vertical sobre el pilar, pero también tiene un componente rotacional que es compensado mediante brazos antirotacionales.^{4,23}

Ataches extracoronarios

Son ataches extendidos hacia afuera del perímetro o externamente a la porción coronaria del diente natural.(1) Sus conectores se encuentran al revés: El macho en la corona y la hembra en la prótesis removible.^{4,23}

Ataches intrarradiculares

Están fijados o anclados en el interior de la raíz o conducto radicular, roscados o cementados.²³

Ataches suprarradiculares

Van soldados sobre una cofia-perno colada que previamente se prepara dentro del canal radicular. Son soldados a la cofia o adheridos a ella.²³

Interlocks (rielera)

Son anclajes a rielera, de tipo intracoronario, utilizados en la unión de puentes largos y con falta de paralelismo de pilares o que abarcan una arcada completa.²³

Un atache o anclaje es un instrumento mecánico que contribuye a la fijación, retención, estabilización y soporte de las prótesis dentales fijas, removibles y mixtas.^{22,23}

Este aditamento para que cumpla la función de rompe fuerzas o rompe carga no se lo cementa, por que al hacerlo pierde la función determinada y por el contrario al cementar este atache solamente cumple la función de medio de unión. Fig 2 y Fig 3.

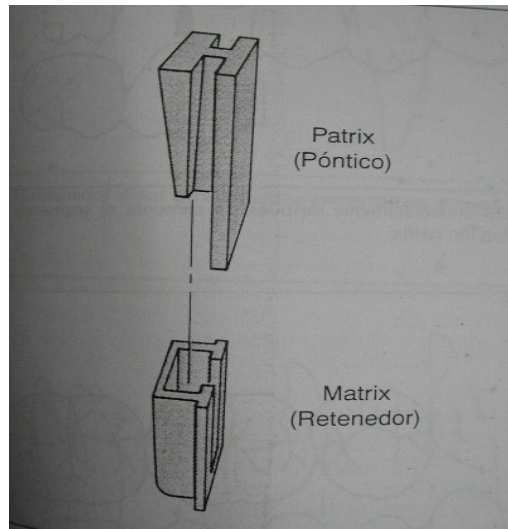


Fig. 2 Atache de rielera.⁴²

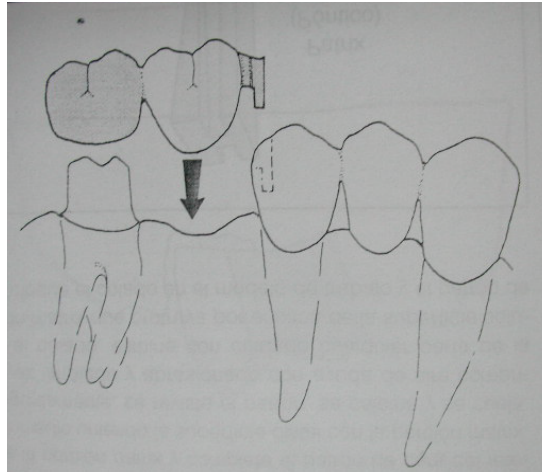


Fig. 3 Aplicación de rielera⁴²

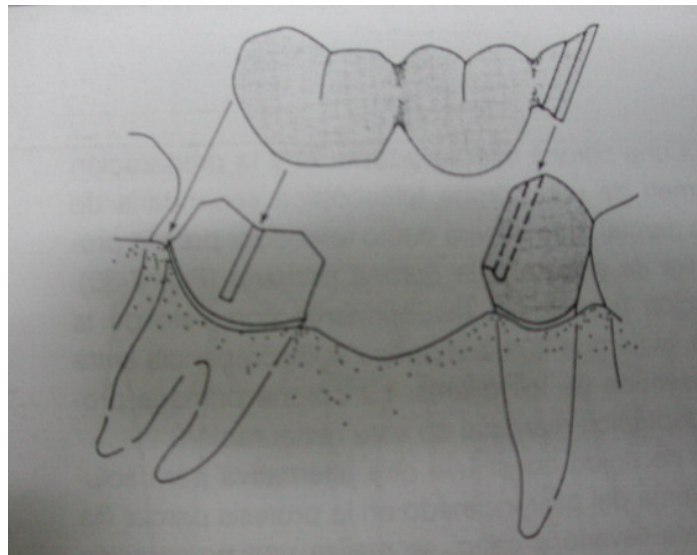


Fig. 4 Esquema de la utilización del atache rielera para la orrección de la vía de inserción⁴²

Según la clasificación dictada por varios autores podríamos encasillar al atache USFQ como:

Atache de semipresición, extracoronario, rígido, cementable con pasador de fijación. Para uso de unión de puentes fraccionados.

Características

- Excelente retención
- Rápido y fácil procedimiento de trabajo si son prefabricados

Tal como describiera Robert, Cohen y Weiner, para usar aditamentos de metal porcelana se requiere reducir un volumen adecuado de la subestructura para dar espacio dando forma de resistencia y retención.

Cementación de atache

Para cementar un atache de semiprecisión vamos a utilizar el cemento ideal que encontraríamos en nuestro medio, debido a las características recogidas en literatura de tipos de cemento.⁴²

Nos enfocamos a dar las características del cemento de ionómero de vidrio, ya que en diversos estudios se encontró que el ionómero de vidrio resulta un 65% más retentivo que el cemento de fosfato de Zinc.⁴²

Cemento de ionómero de vidrio

El ionómero de vidrio posee muchas de las propiedades que se atribuyen a un cemento ideal. Su polvo se compone principalmente de cristales de calcio fluoroaluminosilicato; su contenido en flúor varía entre el 10 y el 16% de sus peso (569),

en algunas marcas el líquido se presenta bajo la forma de una solución acuosa de copolímeros de ácido poliacrílicos con ácido itacónico o maleico y ácido tartárico. En otras marcas, el ácido poliacrílico o el copolímero es seco y se incorpora al polvo, siendo el líquido simplemente agua o una solución de ácido tartárico.⁴²

El producto fragua mediante una reacción ácidobásica del ionómero de vidrio y una auto o fotopolimerización de los grupos metacrilato sobresalientes.

Propiedades características

Poseen resistencia a la compresión y a la tracción. Tienen una dureza de fractura mayor que la de otros cementos acuosos, pero menor que la de los cementos resinosos.³⁸

Retención del metal

La utilización del ionómero de vidrio como cemento tiene características tanto para la unión de la dentina y la unión al metal. Como vamos a aplicar unión metal-metal en el caso de la cementación de un atache partimos de las siguientes consideraciones.

Cuando, por ejemplo se unen dos trozos de madera con una cola común, el líquido adhesivo se insinúa en las minúsculas aberturas y surcos. Cuando el adhesivo se endurece estas múltiples y pequeñas extensiones digitiformes actúan como retención y mantienen las dos partes en estrecho contacto. Al separar las partes, es necesario seccionar estas extensiones.³⁵

La adhesión se refiere a la fuerza de atracción resultante de la acción intermolecular de dos cuerpos de naturaleza diferentes en contacto, las leyes que rigen este fenómeno son:

1. La adhesión es proporcional al área en contacto, por tanto, cuanto mayor es el área mayor será la adhesión
2. La adhesión es proporcional al número de puntos de contacto, así, en una misma área, aquella que tuviere más puntos de contacto tendrá más fuerza de adhesión.⁴³

Para unir metal con metal, es necesario prepara la superficie a ser cementada, así existen varios tipos, la acción química ácida y la física con el enarenado, todo esto para aumentar el número de puntos de contacto sobre el área a cementar aumentando de esta manera la adhesión.

Las superficies preparadas tienen irregularidades hacia las cuáles penetra el cemento en estado plástico. Una vez endurecido el cemento estas extensiones ayudan a dar retención, las superficies muy pulidas tienen menor número de puntos de contacto y no tiene una retención tan grande cuando están unidas con cemento dental.³⁵

Hay que destacar que ésta unión retentiva que se forma con éste cemento y la mayoría de los demás cementos dentales es mecánica y no crea verdaderas uniones adhesivas.³⁵

Pasador como medio de retención

El pasador, es un elemento de trabajo de un sistema de dos piezas que permite fijar dos segmentos rígidamente una vez

cementados los retenedores en las respectivas preparaciones de los pilares. El diseño se empleará principalmente para acomodar dientes pilares con ejes mayores no paralelos. Se analiza el eje de inserción de cada preparación dental, de tal modo que este sea paralelo al eje mayor de dicho diente.⁴²

Una la aleta vertical, cortada de una pieza de una plancha de cera, a la superficie mesial del patrón de cera del retenedor distal. La aleta debe ser paralela al eje de inserción de la preparación del pilar distal, extenderse unos 3.0 mm mesialmente desde el retenedor distal, tener un grosor de 1.0 mm de vestíbulo a lingual, detenerse 1.0 mm antes de llegar a la superficie oclusal, y tener una superficie gingival que sigue el contorno deseado para la parte inferior del pónico.³⁸

Mecánica de los materiales

Tanto el análisis como el diseño de una estructura, implica la determinación de esfuerzos y deformaciones. Se ha considerado un elemento recto de dos fuerzas bajo carga axial.⁸

El esfuerzo normal F en este elemento se obtuvo dividiendo la magnitud de la carga P por el área de la sección recta A del elemento. Se tiene:⁸

$$F = \frac{P}{A}$$

Para poder tener un resultado óptimo en este libro se partió de experiencias previas en la comprobación de la resistencia de materiales dentales.

En nuestro experimento nos vimos en la necesidad de estandarizar los procedimientos de tal manera que disminuyan los factores de error posibles para ello vamos a explicar de que consiste nuestro ensayo:

Vamos a comparar la resistencia de la unión de los materiales en tres grupos de estudio así:

1. Siete puentes metal cerámica encerados sobre una platina estándar con dos pónicos y un solo conector “barra” entre ellos de 2 cm que serán cortados y soldados con suelda de cromo.
2. Siete puentes metal cerámicos encerados sobre una platina estándar con dos pónicos y un solo conector entre ellos de 2 cm en los cuales se colocara el atache tipo USFQ, cementado con ionómero de vidrio Ketac Cem ESPE y fijado con un pasador (perno para pulpar TMS).
3. Siete puentes metal cerámicos encerados sobre una platina estándar con dos pónicos y un solo conector entre ellos de 2 cm, en los cuales se colocara el atache tipo RIELERA MODIFICADO, cementado con ionómero de vidrio Ketac Cem ESPE y fijado con un pasador (perno para pulpar TMS).

A estos grupos de estudio se les someterá a pruebas de presión constante con una MAQUINA DE ENSAYOS UNIVERSALES CODIGO RMRG MARCA AMSLER MANUAL MRM-29 MODELO FM-1033 sobre la platina modificada para el ensayo.

Lo que se quiere comparar es si la resistencia que posee la soldadura, que ya esta clínicamente probada, es menor o mayor a la resistencia que poseerían los ataches tipo de este experimento. Fig. 5



Fig. 5 Máquina de ensayos universales (Laboratorio de pruebas de materiales Escuela Politécnica del Ejército).

La platina

Se diseñó la platina partiendo de normas para la aplicación de fuerzas en una máquina de ensayos universales.

La estandarización de la platina es la siguiente:

Platina elaborada de acero dulce de 6 mm de espesor, 10 mm de largo y

3,8 mm de ancho.

Sobre ella se fabricaron en torno dos muñones estandarizados a una distancia de borde externo a borde externo de 4,2 mm de borde interno a borde interno de 1,9 mm en su base. Fig. 6 y Fig. 7



Fig.6



Fig. 7

Los muñones son estandarizados con el tamaño de piezas dentales talladas de molares así:

Son cónicos, con una conicidad de ángulo de 5° de tamaño en su base de 1 cm y en su vértice de 9 mm, los dos muñones poseen dos muescas para evitar la rotación de los casquetes metálicos.

La distancia de pilar a pilar esta dada por medida aproximada de un puente de 4 piezas dentarias. Dos molares y dos premolares.

Para poder realizar el encerado de los puentes se realizó una toma de impresiones con la técnica de cubeta individual, para obtener modelos de trabajo que fueron corridos con yeso piedra extra duro.

La utilización de una cubeta individualizada resulta imprescindible para la elaboración de un modelo maestro de gran precisión mediante la impresión con elastómeros, como es necesario, por ejemplo, en los trabajos para coronas y puentes.⁴⁷



Fig. 8 Platina estándar con separación de plastilina.



Fig. 9 Cubeta individual acrílica.

Las impresiones se las realizó con una silicona de condensación (Speedex, COLTÉNE). Cuyo componente base es el polidimetilsiloxano oleoso con grupos hidroxilo en posición terminal. El componente catalizador líquido o bien de una consistencia parecida a la pasta base gracias a la adición de materiales de relleno.^{6,25}



Fig. 10 Impresión tomada con pasta fina.



Fig. 11 Modelo de yeso listo para encerar.

Encerado

El encerado de los puentes fue estandarizado de la siguiente manera:

Muñones

Sobre los modelos de trabajo previa la colocación de separador aislante de muñones ISOLID DEGUSA se aplico una lámina termo plástica de 0,4 mm (polivinil de alta densidad) en el sistema Vacum para lograr un grosor estándar de los casquetes sobre los muñones.

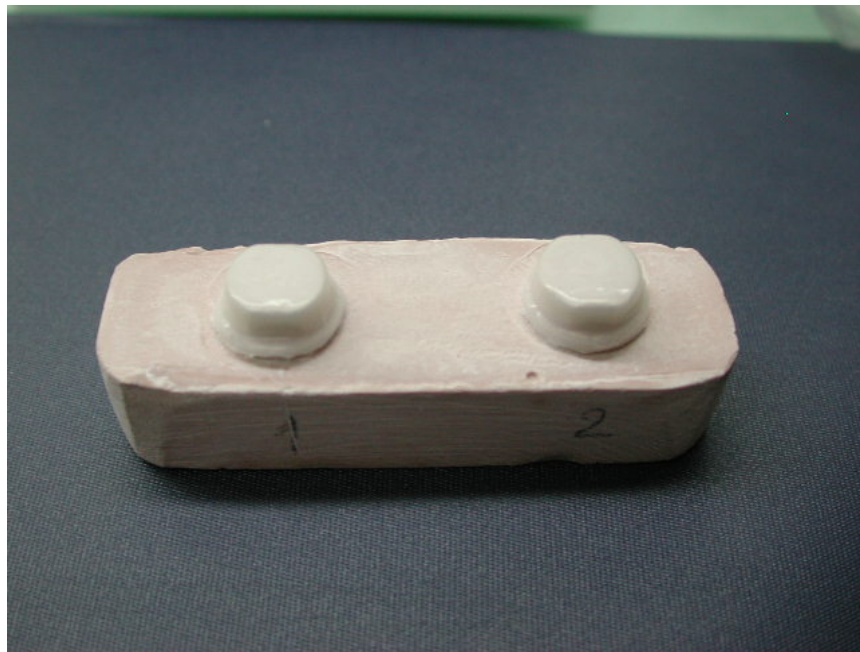


Fig. 12 Modelo de yeso con casquetes estándar fabricados con acetato 0,40 cm polivinil de alta densidad.

Póntico

El póntico único se estandarizó de acuerdo a la fórmula dictada en el texto de SHILINBURG, consideraciones biomecánicas, que es 0,9 cm de ancho del muñón por 4,1 cm de largo entre pilares de acuerdo a la distancia entre pilares que resultó de 3.69 cm y es de forma cilíndrica, se determinó la realización de estos estandarizando con palitos plásticos de 3.69 cm aproximados de grosor encontrados en el mercado. La unión de los componentes estandarizados se realizó con cera para encerado azul.



Fig. 13 Palitos plásticos estándar.

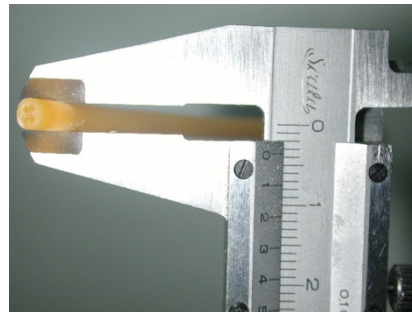


Fig. 14 Regla pie de rey midiendo palito estándar plástico a 3,69cm aprox.

Grupo control de puente soldado

Para nuestro grupo de puentes soldados simplemente se estandarizó con las mismas consideraciones que para los attaches, casquetes, barra interpóntico y proceso de fundición y soldadura.

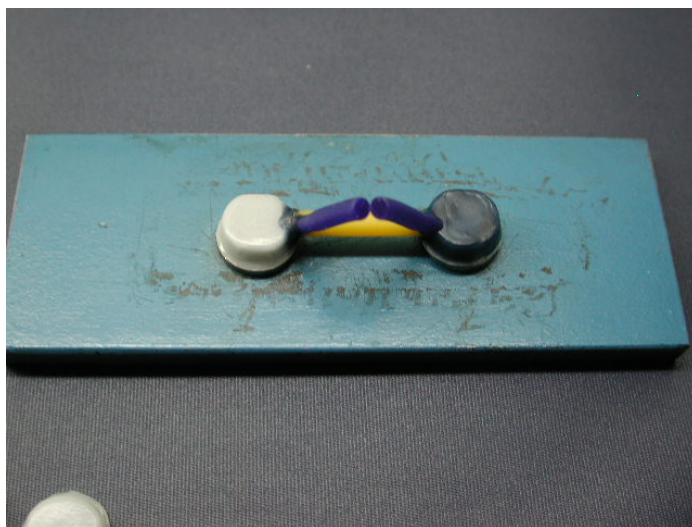


Fig. 15 Barra encerada sobre platina.

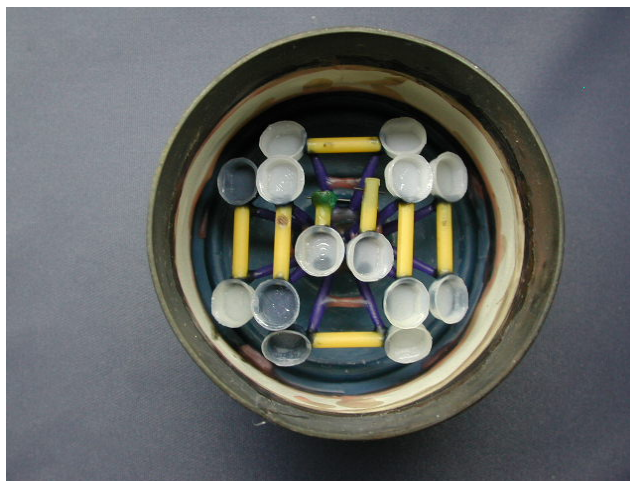


Fig.16 Barras y ataches USFQ y rielera modificada, listos para poner revestimiento.

Técnica de soldadura

Después de la fundición de las barras para soldar se procede a los pasos de la soldadura.

Una vez obtenido los 7 puentes se procede a numerar los casquetes para no tener futuras confusiones, se cortaron las barras por la mitad.

Se colocan los puentes cortados sobre la platina estándar y se procede a fijar con Duralay.



Fig. 17 Puentes de barra cortados para colocación de Duralay

Fig. 18 Puentes sobre platina estándar para soldar



Fig. 19 Barra ferulizada con Duralay

Fig. 20 Barras ferulizadas

Después de fijados, se prepara el revestimiento REMMA para cromo según indicaciones del fabricante, se coloca el revestimiento sobre un molde y se colocan los puentes fijados con Duralay en dos moldes distintos.



Fíg. 21 Colocación de revestimiento sobre base para soldar

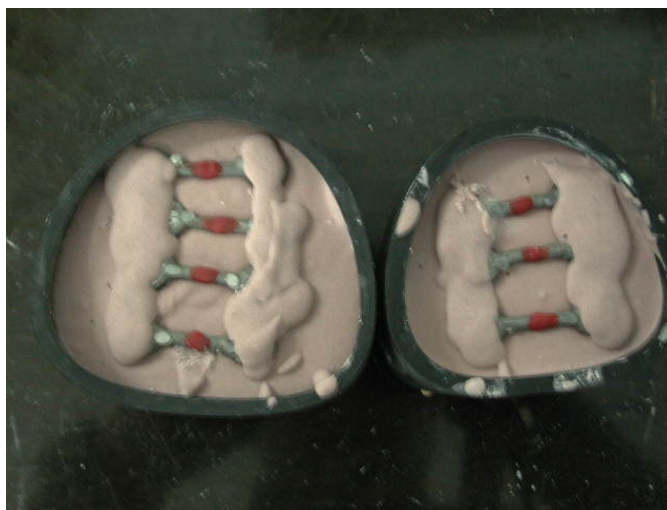


Fig.22 Barras inmovilizadas sobre bases de revestimiento

Luego de fraguado el revestimiento se coloca en superficie para aplicar calor, se aplica directamente el calor con un soplete para fundición, evaporando de esta manera el Duralay, dejando la superficie para soldar libre de residuos.



Fig. 23 Duralay sometido a evaporación

Se aplica Bórax y calor, después se procede a fundir con soldadura para cromo, se deja enfriar a temperatura ambiente y se retira el revestimiento.

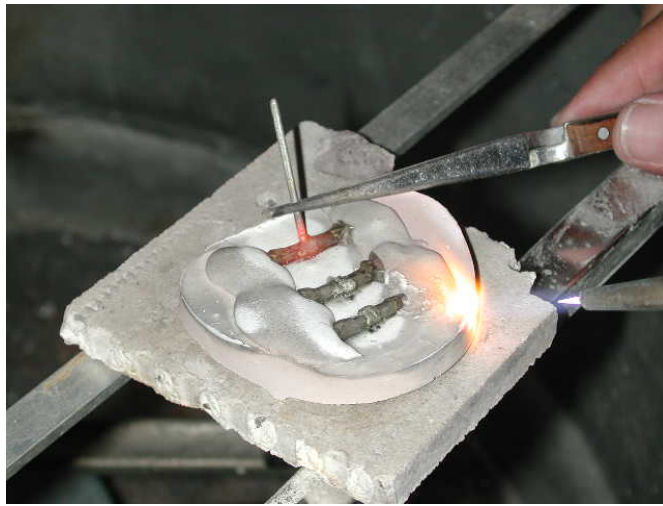


Fig. 24 Aplicación de soldadura marca DENTORIUM

Diseño de los ataches

Partiendo de conocimientos previos se ha desarrollado ataches que van a colaborar en la solución de determinados casos clínicos⁸ ayudado por la ingeniería en la fabricación de estructuras metálicas, tomando ejemplos de formas tan sencillas como ejes cilíndricos como los de bicicleta y otros elementos no aplicados en odontología, gracias a sus propiedades físicas de retención, elasticidad, etc., podemos adoptar y aplicar dichas formas para la fabricación de nuestros ataches.

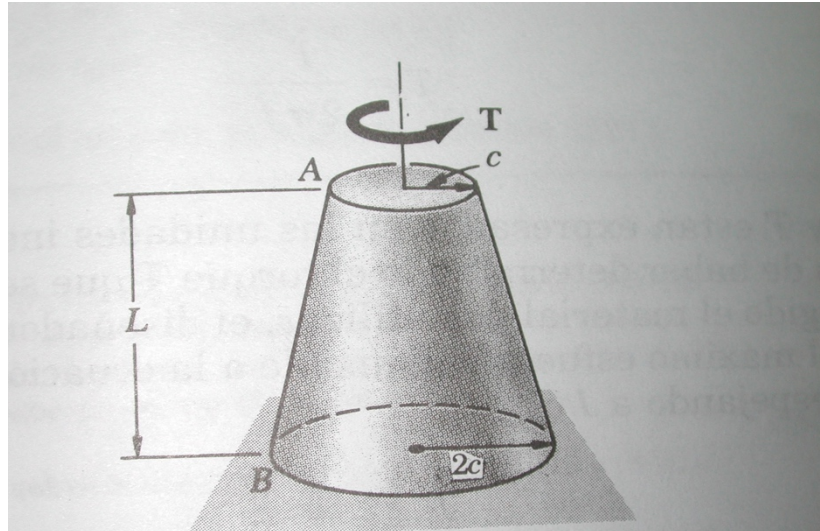


Fig. 25 Modelo de eje cilíndrico⁸

Atache USFQ

Según la clasificación dictada por varios autores podríamos encasillar al atache USFQ como:

Atache de semipresición, extracoronario, rígido, cementable con pasador de fijación. Para uso de unión de puentes fraccionados.

Patriz

Tomando en cuenta la particularidad de la forma de un eje circunferencial de bicicleta y de automóvil que es cónico a 5° a 9° .¹² de conicidad de altura de 4 mm. y tomando en cuenta la particularidad que ejerce la matriz versus la patriz de una vez insertado hace una función de tranca física evitando el desplazamiento.

Gracias a su forma aplican fuerzas de adhesión que es la fuerza que une las partículas que constituyen un cuerpo exactamente como se demuestra cuando dos placas de vidrio son yuxtapuestas, estas presentan cierta dificultad en su separación. Si colocamos entre las capas de vidrio una película de agua la fuerza de atracción aumenta considerablemente; es el fenómeno de adhesión que fue auxiliado por la película de agua que aumentó los puntos de contacto.²⁸

De esta manera logramos un acercamiento a la posible aplicación de este dispositivo en la corrección de la vía de inserción en piezas con paralelismo inadecuado y que no poseen ningún medio para poder realizar una prótesis fija convencional, esto no puede ser aplicado sin antes realizar las pruebas de resistencia comparadas con una soldadura para poder determinar si este tipo de propuesta es suficientemente resistente ante las fuerzas masticatorias.

Estandarización del atache USFQ

Para estandarizar la patriz tomamos una punta plástica de un aerosol para lubricar turbinas con las características deseadas (cónica 5°), se tomó una impresión y se duplico con Duralay dejando un agujero de 0,6 mm de diámetro para que alojara en futuro a un pasador prefabricado.



Fig. 26 Sistema de pernos parapulpares TMS

Fig. 27 Medición de perno 0,60 mm

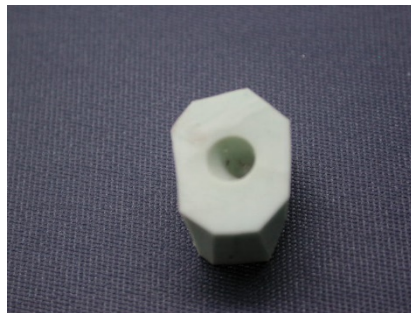


Fig. 28 Molde en pasta gruesa de punta

Fig. 29 Molde con pasador de 0.60 mm
de aerosol

La impresión fue realizada con pasta gruesa Speedex, aplicada directamente sobre la punta a impresionar, se esperó 2 minutos y se procedió a cortar para formar un rectángulo que facilite la preparación de la patriz con Duralay sin que se desplace la impresión.

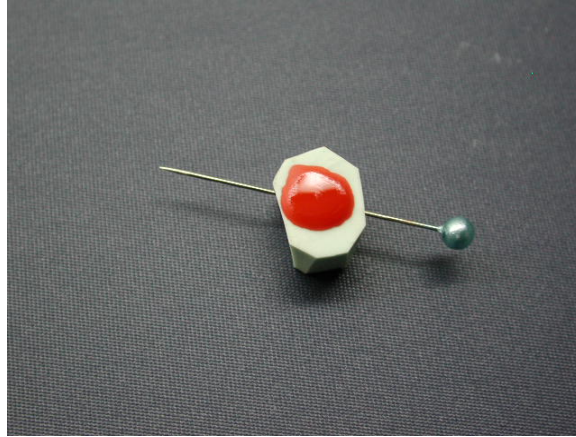


Fig. 30 Molde con vaciado de Duralay.

Se colocó un pasador metálico 0.60 mm de diámetro aproximadamente a 2 mm del vértice de la impresión para que mantenga el agujero para que atraviese el futuro pasador. De ahí que nuestro atache es de forma cónica a 5° , con un agujero para el futuro pasador, ayudando de esta manera también a corregir angulaciones desde el conector en piezas dentales que no tengan una angulación que facilite el paralelismo en la inserción de puentes dentales.

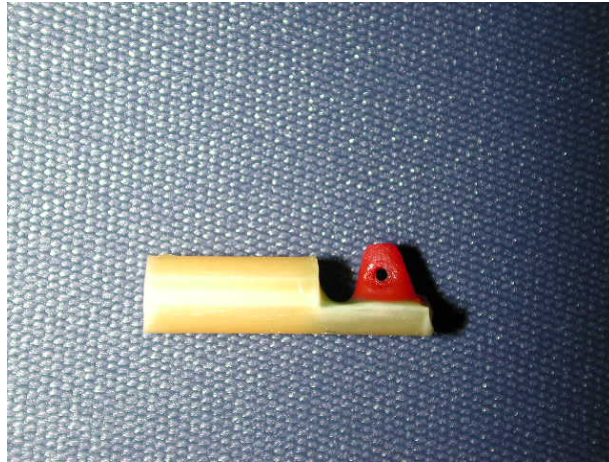


Fig. 31 Patriz de atache sobre barra estándar

Para el encerado se une las partes conector con patriz modelado con Duralay y se procede a la fundición de la primera parte de nuestro atache.

En el encerado tanto la comunión de la matriz con el patriz debe adoptar una forma de pónico con cara oclusal metálica y cara vestibular apta para la colocación de porcelana.

Matriz

A la matriz se le coloca en su agujero la fresa del perno para pulpar de 0,6 cm de diámetro y se encerada directamente sobre la patriz ya fundida dando así un anclaje hermético.



Fig. 32 Pasador colocado sobre patriz ya
Fig. 33 Encerado de la matriz fundida con metal UNIBOND

Tanto la matriz como la patriz tienen en su interior un pasador (perno parapulpar) que ayudará de una mejor manera en el mantenimiento de esta unión sin desplazamiento.

Para poder realizar el orificio por donde el pasador ejerza su función en el encerado se colocó láminas de grafito de 0.6 mm para dar facilidad en el rato de la fundición y que el agujero permanezca, sin que el metal lo invada también para perfeccionar la nitidez del agujero se utilizó la técnica SAE de electroerosión (Hans Georg 1996) dando de esta manera un agujero con las características milimétricas requeridas.



Fig.34 Máquina de electroerosión Industrial ELOX HRP 103



Fig. 35 Perforación de patriz por electroerosión

Cementación

Antes de cementar se enarena tanto la patriz como la matriz con óxido de aluminio de 50 mm a presión por 30 segundos. Para mejorar aun más dicha unión se va a aplicar un cemento de ionómero de autocurado (Ketac Cem ESPE) siguiendo las indicaciones del fabricante, logrando así una estabilidad adecuada y resistente ante las fuerzas masticatorias.



Fig. 36 Presentación de ionómero Ketac Cem



Fig.37 Enarenado para futura cementación



Fig.38 Puente con atache USFQ antes de cementar



Fig.39 Atache USFQ antes de cementar sobre platina estándar



Fig. 40 Cubrimiento de pasador con cemento

Atache rielera modificado

Este atache es el que comúnmente se aplica en prótesis combinadas o como medio de rompe fuerzas en puentes extensos. Otra de las aplicaciones según Shilinburg , es para la corrección de la vía de inserción sobre pilares que no tienen paralelismo.

Según la clasificación dictada por varios autores podríamos encasillar al atache rielera modificado como:

Atache de semipresión, extracoronario, rígido, cementable con pasador de fijación. Para uso de unión de puentes fraccionados.

Hemos modificado este atache aplicando un pasador a 2 mm en el tercio oclusal aproximadamente a 2 mm, atravesando

tanto la matriz como la patriz del mismo logrando así que la porción patriz no se desplace del lecho además aplicamos el mismo cemento de ionómero para mejorar su rigidez .

Se fabrica este atache con las mismas consideraciones del atache anterior.

Matriz

Se encera la matriz sobre un molde de patriz metálico previamente aislado con vaselina se coloca el casquete prefabricado sobre la platina y se encera la barra de plástico después se coloca la matriz encerada.

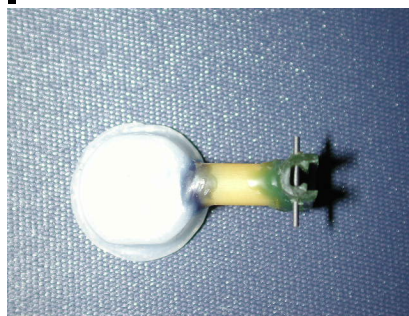


Fig.41 y Fig. 42 Atache rielera modificado encerado con pasador de grafito de 0,6 mm.

Patriz

Sobre la platina estándar se coloca la matriz fundida se encera la parte patriz colocando la fresa del futuro pasador para dar el espacio deseado en el encerado y se une a la barra y esta al casquete prefabricados.

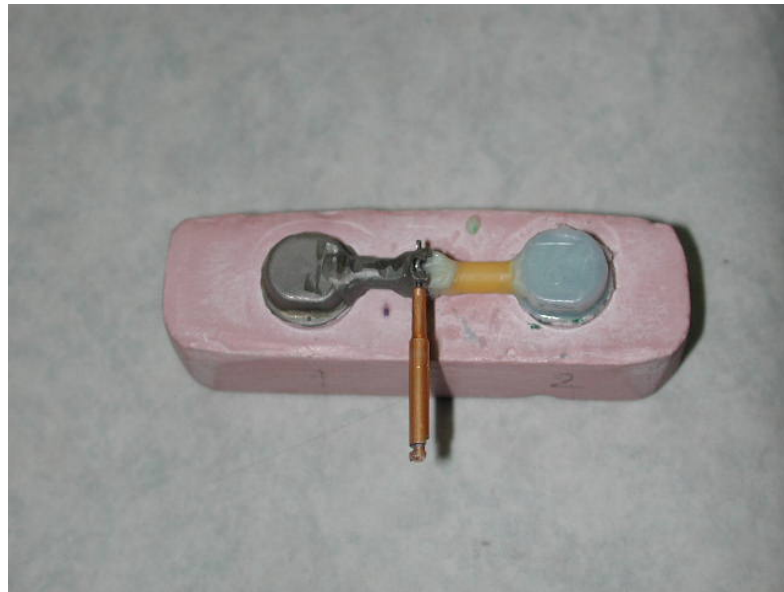


Fig. 43 Atache rielera modificado con matriz fundida, patriz encerada y fresa de perno para pulpar para dar espacio de 0,6 mm.

Antes de fundir la patriz se inserta el pasador metálico de 0.6 mm de diámetro para colocar la lámina de grafito que dará el espacio suficiente para el futuro pasador.



Fig.44 Atache rielera modificado con platina estándar.

Fig. 45 Atache rielera modificado cementado con pasador.

Experimentación

Se obtuvieron 21 puentes: 7 con soldadura, 7 con atache USFQ y 7 con atache rielera modificado se los colocó en solución salina una vez fraguado el cemento para simular el ambiente húmedo de la cavidad oral.



Fig. 46 Culminación de preparación de laboratorio



Fig. 47 Atache USFQ sellado



Fig. 48 Atache rielera modificado herméticamente
sellado herméticamente

Se esperó 24 horas aproximadamente y se procedió a las pruebas de resistencia mecánica.



Fig. 49 y Fig. 50 Platina modificada para experimentación



Fig. 51 Componentes listos para experimentación
Fig. 52 Atache USFQ listo para experimentar

Sobre la matriz se colocaron cada uno de ellos y se ejerció presión constante a 5 mm por segundo con la máquina de ensayos universales, con esto se intenta medir que cantidad de carga axial pueden soportar cada uno de los 21 puentes y hacer un análisis visual de la deformación o fractura que podrían presentar cada uno de ellos.



Fig. 53 Ensayo sobre suelda

Fig. 54 Ensayo sobre atache USFQ



Fig. 55 Ensayo sobre atache rielera modificado

Todos los datos estadísticos fueron procesados por EXEL en una computadora pentium 4, y fueron analizados con el test no paramétrico Mann-Whitney y los niveles de significancia son p .

Resultados

En el ensayo sobre el atache rielera modificado, a los pocos segundos se comprobó gran deformación de su estructura sin fracturarse, pese a ello resistió mucho mas que los otros dos componentes hasta su fractura.

Resultados suelda

Todos los 7 puentes sufrieron fractura de el medio de unión (suelda) sin deformación alguna Fígs. 84 y 85



Fig. 56 Suelda fracturada

Fig. 57 Suelda Fracturada

En el ensayo sobre la suelda ocurrió fractura sin deformación de la barra con resultados de presión en Newton, mayores a los niveles investigados que son de 500 N, siendo la media de 568,98 N .

Resultados atache USFQ

Seis de los puentes sufrieron fractura sin deformación de la patriz y matriz pero con deformación del pasador.

El puente número 3 fue el único que sufrió fractura con deformación de su patriz y del pasador.

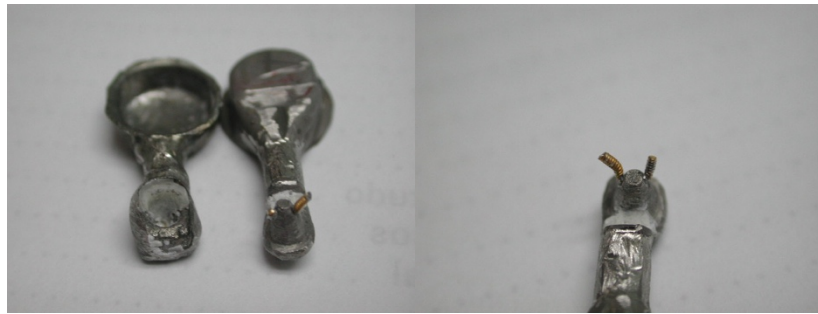


Fig. 58 Atache USFQ Fracturado.

Fig. 59 Pasador deformado.



Fig. 60 Pasador deformado patriz intacta.



Fig. 61 Patriz # 3 deformada.

En el ensayo sobre el atache USFQ ocurrió fractura sin deformación de la barra ni del atache con resultados de presión en Newton, mayores a los niveles investigados que son de 500 N, siendo la media de 1261,27 N.

Resultados atache rielera modificado

Todos los 7 puentes sufrieron deformación considerable durante la prueba de carga antes de su fractura, el pasador permaneció sin daño alguno.



Fig. 62 Patriz rielera modificado

Fig.63 Matriz de rielera con pasador intacto deformado

Según los resultados generales nos damos cuenta en los gráficos que la soldadura es mucho menos resistente que los dos ataches probados. En el ensayo sobre el atache USFQ se comprobó que es aproximadamente un 50% mas resistente que la suelda común, no tuvo deformación en 6 de sus componentes y 1, el componente # 3 tuvo deformación en la matriz, además todos los pasadores sufrieron deformación sin fracturarse, anexo 2.

1. El atache rielera modificado a pesar de tener una resistencia mucho mayor que la soldadura y el atache USFQ se observó una gran deformación de su estructura de manera inmediata previa a la fractura y su pasador no sufrió ningún tipo de alteración.
2. En la soldadura tuvimos la menor resistencia registrada a la presión comparando con los dos ataches, fracturándose más no deformándose.

Indicadores de resumen de las pruebas de mann – whitney para la significancia de La carga axial en newton según las combinaciones de grupos

Para obtener los resultados P se realizó el test no paramétrico de Mann-Whitney partiendo de hipótesis que confirman que los ataches entre sí y comparados con la soldadura son iguales y que sus diferencias existentes no son significativas esto quiere decir que al no ser iguales, las diferencias existentes son de parámetros que marcan una gran significancia.

De acuerdo a los resultados obtenidos podemos indicar que:

1. La comparación entre los dos ataches versus la soldadura nos indica una amplia ventaja en la resistencia sobre los parámetros estándares entre los tres grupos de estudio que son de 500 N.
2. La posibilidad de fabricar aditamentos como el atache USFQ de manera económica y rápida es factible reduciendo el tiempo de operación en el laboratorio ya que su proceso es menos complicado que el realizado con el método de soldadura.
3. Se puede concluir que el atache USFQ según el estudio es aproximadamente un 50% más resistente que la suelda de cromo y no presentó ninguna deformación importante durante la carga.
4. El atache USFQ nos da un estándar de seguridad en la futura aplicación de las fuerzas masticatorias.

Es importante discutir acerca de las variables posibles que no se han tomado en cuenta en el ensayo, así como los posibles

factores para proceder a la aplicación de los aditamentos en vivo en futuras investigaciones

1. Ninguno de los ataches se colocó de manera oblicua simulando la corrección de vía de inserción, esto sería necesario experimentar para ver que tipo de reacción tienen estos aditamentos ejerciendo una carga.
2. La cantidad de ataches experimentados a pesar de dar un rango estadístico útil podría ser de una u otra manera un factor determinante para cambia nuestra idea de la eficacia probada de dichos aditamentos.
3. No se han tomado en cuenta los cambios de temperatura que ocurren en boca por lo que la estabilidad del cemento de ionómero estaría en discusión.
1. La utilización de la suelda de cromo está siendo desplazada últimamente por la suelda láser, aumentando la resistencia y disminuyendo el impacto contaminante que tiene la suelda de cromo.
2. La utilización del pasador de perno para pulpar fue determinada por su biocompatibilidad más no por su resistencia a las cargas, por lo que en la observación se determinó su deformación en el momento final de la ruptura del atache USFQ.
3. Se debe valorar las futuras pruebas de fatiga del material de cementado (termociclado) para poder determinar factores que no se han valorado en este libro
4. En futuras investigaciones se debería utilizar atache USQF en modelos y comprobar aplicación clínica, midiendo el espacio interoclusal.
5. Aplicar carilla estética sobre diseño de atache y probar posibles fracturas de porcelana por deformación del pónico.

6. Valorar riesgo de fractura y posible lesión en la encía del paciente.
7. Valorar si el pasador en el atache de rielera modificado causó la deformación del mismo.

Bibliografía

1. ARTUR BUSCHE. Frank Rothe. Elementos de tuerca individualizable para prótesis fijas y extraíbles. Quintessence Técnica. Publicación internacional de prótesis dental; Volumen 13, N.7; 367,373. Agosto Septiembre 2002.
2. ATLAS DE MATERIALES. Ceras dentales Quintessenz Zahntech; 27;63,74.2001.
3. BERND WASTMANN. Quintessence technical (ed. Espe.) 69 volumen 12, num. 3 Marzo 2001, pag. 148-149
4. CAMPOS, Agustín REHABILITACION ORAL Y OCLUSAL Ed. HARCOURT Madrid-España 2000
5. COHEN B y Col. J.P.D. Restoration of fixed partial dentures with fracture porcelain veneers using an overcasting; 1989; 62 (4) : 390,
6. CRAIG, R.G. und.: review of dental impresión Materials. Adv Dent Res 2,51 (1988).
7. DENTAURUM CATALOGO DE PRODUCTOS ODONTOTEC-NICOS 2001
8. FERNINAND P BEER. E Russell Shonsthor Jr. Mecánica de materiales . Segunda edición. 1,6.
9. HEINRICH F. KAPPERT. Rainer Gläser. Una novedosa combinación de materiales para la confección de coronas y puentes mediante la técnica CAD/CAM. Quintessence Técnica. Publicación internacional de prótesis dental; Volumen 9, N.8; 459,470. Octubre 1998.

10. HEINRICHS, M. Galvanoprothetik in der Kombinations-prothetik. Dent Labor 49, 1059-1067 (2001).
11. HILDEGARD HOFER. Jens Fischer. Elaboración de de aleaciones de metales preciosos. Los fracasos y sus causas (II). Soldadura. Quintessence Técnica. Publicación internacional de prótesis dental; Volumen 9, N.4; 235,239. Abril 1998.
12. HIPOLITO IRIGOYEN. El protesista dental. Órgano de la asociación de protesistas dentales de laboratorio de Bs As. N.184,185.11,22. Noviembre 1983
13. HIPOLITO IRIGOYEN. El protesista dental. Órgano de la asociación de protesistas dentales de laboratorio de Bs As. N.186, 187. 19, 22. Mayo 1984
14. HIPOLITO IRIGOYEN. El protesista dental. Órgano de la asociación de protesistas dentales de laboratorio de Bs As. N.182, 183. 22, 30. Agosto 1983
15. HIROSHI SHIGEMURA. Zahnklinik Kiwakai. Posibilidades y limitaciones del procedimiento de colado centrífugo. Quintessence Técnica. Publicación internacional de prótesis dental; Volumen 7, N.4; 199,226. Abril 1996.
16. HOPP, M, LANGE, K-P und Rogaschewskis. Leit Siberentfernung-Strahlen oder savern. Zahntech. Mag. 2 488-494 (1998).
17. HORN V. Und Kappert, H.F.: Festig SEIT van dreigliedngen Galvanobrucken im Seitenzahn Bereich. Dtsch Zahnärztl Z 47,597 (1992).
18. [http://
www.laboratorioOLABERRY.olaberry@mylugar.com.o
ir](http://www.laboratorioOLABERRY.olaberry@mylugar.com.oir)

19. http://www.ccnmtl.columbia.edu/draft/ccc44/Prosthodontics/overview_fr.html
20. KAPPERT, HF und. Knode, H: In-ceram auf den Prüfstand. Quintessenz Zahntech 16, 42(1996)
21. KORBR, S, UND KORBER, KH: glasfaserbrucker-zahnirsatz-erste/ergebnisse zur klinischen bewahrung des glasfaser-bruckew-zahnersatzes targis/vectris. zahnarzt magazin 32-42-(1996).
22. KROLL, Arthur REMOVABLE PARTIAL DENTURE DESIGN Ed. INDENT San Francisco-California 1999
23. MALLAT, Ernest PROTESIS PARCIAL REMOVIBLE Ed. MOSBY Madrid-España 1995
24. MATERIALES DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA. Décima. Barcelona España. Universidad of Michigan. 397, 404. 1998.
25. Mc. CABE, J.F. und Wilson, H.J.: Addition curing silicone rubber impresión materials. Br Dent J 145, 17-20 (1978).
26. MUTSCH LKNAUSS, Relehrbuch der Klinischen Parodontologie, Quintessenz, Berlin 2000, Seite 701.
27. PETER OHNMACHT. Guitta Hasser y Thomas Schneiderbanger. Ceras dentales. Quintessence Técnica. Publicación internacional de prótesis dental; Volumen 12, N.5; 273,282. Mayo 2001.

28. PHILBROOK, B.F, Cast Filing. Trans. Iowa State. Dent.Soc, 277 (1886)
29. QUINTESSENCE TÉCNICA (ED.ESP.) Vol 11 num. 3 marzo 2001 pag. 148-155
30. QUINTESSENCE, Vol VIII Número 10 Diciembre 1995
31. QUINTESSENCE, Vol X Número 7 Agosto 1997

32. QUINTESSENCE, Vol XI Número 1 Enero 1998
33. QUINTESSENCE, Vol XIV Número 4 Abril 2001
34. RAINER MICHEL. Prótesis de una pieza: el puente removible. Quintessence Técnica. Publicación internacional de prótesis dental; Volumen 13, N.10; 559,563. Diciembre 2002.
35. RALPH W. PHILLIPS. La ciencia de los materiales dentales. Séptima edición. Editorial Interamericana. 1976. 225
36. Ray GE. Precision attachments. 1978. 2nd Ed. John Wright & Sons Ltd. McGivney G. McCracken's Removable Partial Prosthodontics. 1990. C. V. Mosby Co.)
37. REHBERG, H.J.: The Impresion Precision. Indent J 27, 146-152 (1977).
38. ROBERT G GRAIG. Materiales de odontología restauradora. Décima edición Harcourt Brace Publishers Internacional. España Págs. 408. 199
39. ROBERT J. JPD Repair of porcelain-uced-to-metal restorations. 1979.41(6)-661,664
40. S. SÁNCHEZ, E. DREYER, R. CEBALLOS. Reparación de prótesis fijas plurales mediante aditamentos telescópicos.
41. SALVATORE SGRÓ. Englischen Übersetzt Von Eve Schreckling. Fundamentos para el diseño del armazón de metal en coronas y puentes metalo cerámicos. Quintessence Técnica. Publicación internacional de prótesis dental; volumen 14, N. 1; 7, 58. Enero 2003.

42. SHILINBURG T. HERBERT, Jr. Fundamentos esenciales en prótesis fija. Tercera edición. Editorial Quintessence S.L. 93.2000
43. TADACHI TAMAKI Dentaduras Completas. Sarvier. Editora de Libros Médicos Ltda.. Sao Paulo-Brasil 1983
44. TSUGUMICHI KAWASAKI. El sistema de soldadura rápido con un zócalo de soldadura en metal. Quintessence tecnica (ed. Esp.) volumen 9 num. 2 Febrero 1998.
45. UELBE, H.D. (Hrsg.): Meisler-Wissen für Zahntechniker. Verlag Neuer Merkur. Munchen 1982, S. 123.)
46. ULLMANN. encynlopadie der technischen chemie band 24, verlasg chemie weinhim 1983
47. WIRZ, J.: Die Bedenutug Des Individuelle Loffels Bei Der Abdrucoknahme Mit Elastommen Abformsoffen-Zahntechnik (Geneve) 36, 2-8 (1978).
48. WOSTMANN, B., SYMEONIDIS, A. UND FERRER, P.: Abformegenauigkeit und Lagerungsstabilitat moderner C-Silikone. Dtsch Zahnarzt Z 54,634 (1999).

ISBN: 978-9942-33-566-1



compAs
Grupo de capacitación e investigación pedagógica

   @grupocompas.ec
compasacademico@icloud.com