



Universidad
Nacional
de Córdoba



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESCUELA DE POSGRADO

**“ANÁLISIS DE AJUSTE DE ESTRUCTURAS PARA PRÓTESIS
FIJA OBTENIDAS POR COLADA DE PIEZA ÚNICA Y POR
PIEZAS INDIVIDUALES SOLDADAS EN FORMA
CONVENCIONAL Y POR MEDIO DE TECNOLOGÍA LÁSER”**

TESISTA:

OD. JUAN PABLO ALBERA.

DIRECTOR:

PROF. DR. JUAN CARLOS ALBERA

CÓRDOBA, 2011



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).



Análisis de ajuste de estructuras para prótesis fija obtenidas por colada de pieza única y por piezas individuales soldadas en forma convencional y por medio de tecnología láser

“Trabajo de Tesis para optar al Título de Doctor en Odontología”

OD. JUAN PABLO ALBERA
2011

Director: Prof. Dr. Juan Carlos Albera

Comisión de Doctorado:

Prof. Dr. Ricardo Juan Cabral

Prof. Dra. Mirta Mónica Spadiliero de Lutri

Prof. Dr. Ing. Carlos Oldani

DEDICATORIA Y AGRADECIMIENTOS

A mis soles, Serena y Justina, que son la razón de mi vida y quienes con su ternura, amor y cariño cedieron tiempo que era para ellas en pos del cumplimiento de este objetivo.

A mi esposa Verónica, quien me apoyó incondicionalmente, alentándome y ayudándome arduamente a concluir mi tesis.

A mi padre Juan Carlos, con quien nos padecemos mutuamente hasta poder finalmente ver concluido este trabajo. Gracias por tu ejemplo, por guiarme durante mi educación y en toda mi vida.

A mi madre Estela, que no me dejó bajar los brazos en ningún momento.

A mi hermano Hugo, por sus sabios consejos y por su ejemplo de empeño y dedicación.

A mis abuelos.

A mis amigos, fieles e incondicionales, que siempre están no sólo para los festejos sino también cuando los he necesitado.

A María y Patricia, que me vieron correr durante todos estos años y me alentaron para seguir adelante.

Al Tribunal, que me acompañó constructivamente en este largo proceso.

Al Doctor Ricardo Macchi, que desinteresadamente colaboró con el análisis estadístico.

A Elizabeth de CITEFA y Andrea de SEGEMAR por el tiempo dedicado.

Gracias a todos y cada uno de uds. ya que sin uno solo de los aquí nombrados este trabajo nunca se hubiera podido realizar.

ÍNDICE

RESUMEN	4
ABSTRACT	5
INTRODUCCIÓN	6
AJUSTE MARGINAL	8
INFLUENCIA DE LOS MATERIALES DE LABORATORIO	11
CERA	11
REVESTIMIENTO	12
ALEACIONES	15
ESTRUCTURAS PARA PUENTE	17
SOLDADURA	19
SOLDADURA LÁSER	24
HIPÓTESIS	29
OBJETIVOS GENERALES Y ESPECÍFICOS	30
MATERIALES Y MÉTODOS	31
MODELO MAESTRO	31
OBTENCIÓN DE LAS PROBETAS DE ENSAYO	32
AJUSTE DE LOS CUELLOS	37
AGRUPAMIENTO DE LAS MUESTRAS	38
COLOCACIÓN DE LOS BEBEDEROS	41
CALENTAMIENTO DE LOS CILINDROS DE COLADA	46
COLADA	47
RETIRO Y LIMPIEZA DE LAS COLADAS	49
AJUSTE DE LAS COLADAS	49
SOLDADURA	51
SOLDADURA LÁSER	51
SOLDADURA POR MEDIO DE SOPLETE A GAS/OXÍGENO	52
MEDICIONES	56
RESULTADOS	59
DISCUSIÓN	64
CONCLUSIONES	72
BIBLIOGRAFÍA	75

1) RESUMEN

Problema. El ajuste marginal de estructuras de Ni-Cr para puentes coladas en una sola pieza presenta habitualmente defectos que llevan al fracaso de la restauración. Entre las técnicas usadas para intentar solucionar este problema se encuentran la soldadura mediante soplete a gas/oxígeno y la unión por láser.

Propósito. El objetivo de este estudio fue encontrar una técnica que provea la construcción de estructuras para puentes de Ni-Cr con menos desajuste marginal.

Materiales y Métodos. Sobre un modelo maestro que simulaba un primer premolar y un segundo molar, con la brecha entre ambos, se confeccionaron 8 muestras en una sola pieza y 48 en dos tramos, con una separación entre las partes de 0,15 mm; 0,30 mm y 0,45 mm. Después de medir el ajuste marginal, las estructuras de dos tramos fueron soldadas, la mitad con láser y la otra mitad con soplete a gas/oxígeno. Se volvió a medir el ajuste marginal entre la estructura y el borde cavo periférico de la preparación y se realizó el análisis estadístico.

Resultados. En la comparación entre los grupos de muestras coladas en una sola pieza o en dos, el test de Student mostró diferencias altamente significativas. Para la comparación entre todos los grupos, se realizó un ANOVA con un post-test de Tukey-Kramer que arrojó diferencias entre los elementos soldados con una mínima separación (0,15 mm o 0,30 mm) con respecto a aquellos soldados con una separación mayor (0,45 mm)

Conclusiones. El ajuste marginal de las estructuras realizadas en dos tramos fue mejor que el de aquellas coladas en una sola pieza. Una vez soldadas, aquellas estructuras cuya separación entre partes era de 0,15 mm, mostraron mejor ajuste respecto a las coladas en una sola pieza, cualquiera sea la técnica empleada para unir las.

ABSTRACT

Problem. Marginal fit of one-piece Ni-Cr FPD frameworks usually shows defects that lead to failure of the restoration. Among the techniques used to try to solve this problem are gas/oxygen torch soldering and laser welding.

Aim. The aim of this study was to find a technique that provides the construction of Ni-Cr FPD frameworks with the less marginal misfit.

Material and Methods. On a master model that simulated a first premolar and second molar, with the edentulous span between them, 8 samples were cast in one piece and 48 in two sections, with a gap between parts of 0.15 mm, 0.30 mm and 0.45 mm. After marginal fit measuring, half of the two sections structures were gas/oxygen soldered and half laser welded. The marginal fit between the structure and the preparation's cavosurface angle was measured again and statistical analysis was performed.

Results. In the between groups comparison of one-piece or two pieces casts, the Student test showed significant differences. For comparison between all groups, ANOVA with a Tukey-Kramer post-test was performed and showed differences between the welded elements with minimum separation (0.15 mm or 0.30 mm) compared to those soldered with a greater gap (0.45 mm)

Conclusions. The marginal fit of the structures cast in two pieces was better than those cast in one piece. Once welded, those structures whose separation between parts was 0.15 mm, showed better marginal fit than one-piece cast, whichever technique used to join them.

Análisis de ajuste marginal de estructuras para prótesis fija obtenidas por colada de pieza única y por piezas soldadas en forma convencional y por medio de tecnología láser

2) INTRODUCCIÓN

La rehabilitación bucal mediante el uso de prótesis parcial fija a puente, ya sea sobre dientes naturales o sobre implantes oseointegrados, ha sido desde hace decenas de años una de las soluciones más utilizadas en pacientes cuyos maxilares presentan áreas desdentadas.

En el espectro de los materiales elegidos para realizar la estructura de puentes, el uso de aleaciones coladas no-nobles de níquel-cromo ha adquirido gran protagonismo, ocupando desde 1980 en adelante una franja importante del mercado de las aleaciones dentales.

Si bien estas aleaciones mejoran algunos aspectos de las aleaciones nobles, como por ejemplo el aumento de la resistencia flexural y menor costo¹, traen aparejado también algunas desventajas, entre las que destacamos, en este caso, una aumentada contracción de solidificación respecto a las aleaciones nobles.

Esta contracción de solidificación, en estructuras para puentes donde la complejidad de colado de partes muy delgadas junto a volúmenes importantes representados por los pónicos, al igual que el incremento de volumen y longitud respecto a estructuras para restauraciones individuales, puede llevar a alteraciones en la estabilidad dimensional o generar deformaciones de dicha estructura, lo que lleva indefectiblemente a producir desajustes marginales de las restauraciones. Por otra parte y por las mismas razones, este hecho también se presenta cuando se utilizan otros tipos de aleaciones, incluidas aquellas de carácter noble.

En la búsqueda de soluciones a este inconveniente, se sugirió, en estos casos, confeccionar la estructura de forma dividida y luego soldarla, en un primer momento, mediante soplete a gas y oxígeno y, más recientemente, mediante tecnología láser. Al aplicar esta técnica de estructuras soldadas

surgió otro punto de discusión representado por la incidencia que puede tener en el resultado final la distancia que debe haber entre las partes a soldar.

El colado de aleaciones metálicas por el proceso de la cera perdida ha sido reconocido y utilizado en la industria y las artes por muchísimos años. No existen registros que indiquen exactamente por quién o cuándo fue desarrollado este procedimiento.

Todo lo que se sabe es que alguien concibió la idea de realizar una réplica de cera de algún elemento a ser colado, la rodeó de un material de revestimiento, dejó que este material endureciera, para luego fundir y quemar la cera produciendo un molde con una cavidad adecuada. Los pasos siguientes consistieron en el fundido del metal y su colado dentro de esta cavidad.

En el ámbito odontológico, fue Martin en 1891 quien por primera vez usó cera para luego realizar incrustaciones de oro. En 1896, Philbrook ideó un proceso de colado con presión y en 1907, Taggart, basándose en los inventos anteriores, presentó una técnica y una máquina para colar². A él se lo considera el introductor de la técnica en la profesión, ya que pareció apreciar la importancia de la idea invirtiendo mucho tiempo y esfuerzo en desarrollarla.

Desde esa época, hasta la aparición en el mercado dental, primero, de las aleaciones no nobles a base de Ni-Cr y más recientemente de titanio, el esfuerzo de los investigadores del área estuvo dirigido a ajustar métodos, procedimientos y al desarrollo de materiales con el objeto de asegurar réplicas exactas en aleaciones de piezas obtenidas a partir, generalmente, de un patrón de cera.

Aún hoy, a más de un siglo de utilizar restauraciones coladas, existen controversias acerca de cómo lograr un adecuado ajuste, ya sea realizando la estructura total de una sola pieza u obteniendo los retenedores en forma independiente y luego soldarlos^{1,3}.

Algunas de las fallas comunes en protodoncia fija son el desprendimiento de retenedores de los pilares dentarios como consecuencia de inadecuado ajuste o por tensión residual generada durante el cementado, aparición de caries o rotura de los elementos pilares, fractura de las estructuras soldadas por fallas en ellas o por efecto de fuerzas de pandeo, entre otros.

La falla de un retenedor puede ser causada por diseño incorrecto, retención inadecuada, pobre ajuste marginal o defectuoso montaje técnico.

La permanencia de una restauración cementada en boca requiere consideración de la calidad de la preparación del pilar, del cemento utilizado, así como de un adecuado ajuste marginal de la restauración al pilar. Igualmente, deben tenerse en cuenta las tensiones que pueden generarse entre las estructuras y el pilar durante el cementado o como consecuencia de las fuerzas funcionales y parafuncionales que pueden incidir sobre la prótesis⁴.

El suceso de las restauraciones dentales coladas depende en parte de la precisión con que se logra la pieza restauradora. La literatura es muy vasta respecto a este tema, principalmente en cuanto a referencias sobre factores de incidencia y métodos de obtención.

La seguridad del manejo de la técnica de encerado y una adecuada expansión de fraguado de revestimiento utilizado según la forma y dimensión de la restauración a realizar inciden en la precisión del colado a obtener⁵.

AJUSTE MARGINAL

Se puede definir al ajuste marginal refiriéndose primeramente al desajuste marginal, y nominando a éste como la distancia o discrepancia vertical que existe entre el borde cavo periférico de la restauración y la línea más externa de la preparación dentaria.

Al realizar análisis de longevidad de restauraciones protéticas fijas, uno de los factores habitualmente señalados como causa de su fracaso la inadecuada adaptación o ajuste marginal de las restauraciones realizadas sobre elementos pilares, ya sean estos elementos dentarios convenientemente preparados o bien implantes dentales instalados en su sustitución.

Un correcto ajuste marginal de las restauraciones constituye, por ello, un requisito esencial en la búsqueda de resultados satisfactorios a largo plazo cuando se realiza este tipo de restauraciones⁶⁻⁸.

Junto a la estética y resistencia a la fractura, representan los criterios más importantes para evaluar el éxito y la calidad clínica de una restauración^{9,10}.

El adecuado ajuste marginal de una restauración colada a una preparación dentaria minimiza la línea de cemento expuesta y con ello el riesgo de fallar tanto en el área biológica como en la faz mecánica¹¹.

La falta de un ajuste marginal adecuado genera un espacio entre restauración y preparación que expone el cemento al entorno bucal resultando en:

- Disolución del cemento^{9,10,12-14}.
- Microfiltración^{9,12,13,15} que puede causar inflamación y lesión pulpar^{9,12,14}.
- Retención de placa bacteriana incrementada^{9,12-15}, debido a la formación de un nicho entre diente y restauración que favorece su colonización¹⁶.
- Caries secundaria^{9,10,12-15}.
- Enfermedad periodontal^{10,12,15} por cambios en la composición de la microflora subgingival que indican el comienzo de dicha enfermedad.

McLean et al¹⁷ establecieron que restauraciones construidas con un ajuste en sus brechas marginales igual o menor a 120µm son clínicamente exitosas. Diversos autores coinciden con este criterio^{7,15,18,19}.

Estudios in vivo han demostrado que grandes discrepancias marginales en restauraciones coronarias se relacionan con altos índices de placa bacteriana y condiciones periodontales comprometidas¹⁰.

La incidencia de inflamación gingival aumenta alrededor de restauraciones clínicamente defectuosas, particularmente con superficies rugosas, líneas de terminación subgingivales o con pobre ajuste marginal¹³.

Entre los determinantes del ajuste marginal podemos citar a la geometría de la preparación dentaria, que se refiere al grado de conicidad del pilar y al tipo de margen o límite de la preparación. La convergencia óptima para un adecuado anclaje ha sido establecida entre los 2° y los 7°^{20,21}, ya que proporciona una correcta retención y permite que el exceso de cemento fluya por los márgenes sin formar una película con espesor excesivo que no permita que la restauración asiente a su posición óptima.

Por otra parte, terminaciones marginales en forma de hombro de 45° o 90° deben ser evitados por producir un sellado inferior. Las terminaciones marginales con mejores resultados de ajuste cuando se utilizan aleaciones nobles tipo III son el chamfer y el filo de cuchillo²². El chamfer ha demostrado presentar la menor tensión, de tal modo que el cemento subyacente tendrá menos probabilidades de fracasar²³.

El filo de cuchillo, sin embargo, puede presentar problemas si es que no se prepara con cuidado ya que la reducción axial puede desdibujarse en lugar de terminar en una línea de acabado definida. El margen delgado de la restauración que se adapta a esta línea de acabado puede resultar difícil de encerar, colar y ajustar. También es más susceptible a dar lugar a restauraciones sobrecontorneadas cuando se intenta obtener un volumen adecuado, añadiéndosele a los contornos axiales externos de la restauración¹.

Al igual que el uso de bisel, es desaconsejado cuando la estructura es colada en níquel-cromo dado el carácter macrogranular de estas aleaciones comparadas con las aleaciones nobles cuya estructura de microgranos y maleabilidad en espesores delgados permiten lograr una terminación lineal, en tanto que las primeras aparecerán en forma de serrucho por el desprendimiento de granos en espesores delgados.

También se debe considerar al espesor de la película de cemento como factor condicionante de la adaptación marginal.

Para que haya espacio para que se aloje el cemento a utilizar, se debe aplicar una película de espaciador en el modelo¹⁷.

El espesor de cemento está relacionado a las medidas de la preparación, uso de laca espaciadora para el modelo, morfología del margen y clase de agente cementante²².

Otros factores relacionados al cemento incluyen la proporción de sus componentes, presión al realizar el cementado, temperatura, tiempo de espatulado, tamaño de las partículas del polvo y composición del líquido o de las pastas que lo conforman.

Otro determinante del ajuste marginal está relacionado a los procedimientos clínicos y de laboratorio ya que una impropia manipulación o

incompatibilidad entre los materiales, como por ejemplo, de impresión, yesos, cera, revestimientos y aleaciones pueden llevar a un trabajo final con ajuste defectuoso.

Influencia de los materiales de laboratorio

a) Cera

La distorsión de los patrones de cera juegan un rol importante en los desajustes marginales de las restauraciones. Las ceras son el material de uso odontológico de mayor coeficiente de expansión térmica, lo que puede ser el mayor factor contribuyente a la no precisión de la restauración final cuando no está correctamente controlada²⁴:

- Al enfriar, la cera se contrae. La cera para incrustaciones puede tener una expansión térmica lineal de hasta el 0,6% cuando se la calienta de los 25 °C a los 37 °C. Esto determina un proceso de contracción de solidificación además de la contracción al enfriar a temperatura ambiente.
- Tendencia de la cera a fluir. La deformación plástica o porcentaje de fluidez aumenta con la temperatura y, bajo presión, incluso a temperatura ambiente. Esto se debe a la superposición de las moléculas, una sobre otra.
- Cualquiera sea el método usado para preparar el patrón de cera, se inducen en él fuerzas y tensiones residuales o internas debido a factores tales como burbujas de gas, cambios durante el moldeado y otras variables manipulativas. La cantidad de esta tensión y la subsecuente distorsión están influenciados por la forma y el volumen del patrón, el tiempo de almacenamiento y la temperatura del patrón mientras está fuera de su modelo²⁵.
- A medida que se incrementa el tiempo y la temperatura de almacenamiento del patrón en el modelo, aumenta la distorsión. Esto se debe a la liberación de fuerzas internas por la acción del

tiempo y la temperatura resultando en cambios dimensionales no uniformes o distorsión de la pieza colada²⁶.

- Memoria de la cera. La recuperación de la cera o memoria es un proceso por el cual la cera intenta retornar a su forma original y los patrones de cera adaptados intentan enderezarse a medida que se enfrían a temperatura ambiente. La cera debe ser readaptada a medida que se enfría y alcanza la temperatura ambiental. Esto se debe, posiblemente, a la liberación de fuerzas inherentes, lo que se denomina fuerzas de relajación.

Por todo esto, se recomienda que los patrones de cera sean investidos inmediatamente después de haber sido realizados (no más de 30 minutos)^{26,27}.

b) Revestimiento

Otro factor a analizar para lograr un correcto ajuste marginal está dado en la expansión del material de revestimiento²⁸. El material de revestimiento debe cumplir ciertos requisitos¹:

- Reproducir con precisión detallada la forma del patrón.
- Ser refractario para poder soportar el calor del fundido del patrón de colado, su total eliminación y el posterior llenado de la matriz generada mediante el metal fundido.
- Expandirse suficientemente para compensar la contracción de solidificación de la aleación.

Las aleaciones de oro se contraen aproximadamente un 1,5% mientras que las de Níquel-Cromo hasta 2,4%²⁹. Si la matriz obtenida no es de mayor volumen que el patrón de cera original, el colado resultante será más pequeño. Esta contracción puede impedir el correcto asentamiento de una corona sobre la preparación dentaria. Es necesario, por lo tanto, compensar dicha contracción de solidificación de la aleación específica utilizada expandiendo el molde suficientemente para, como mínimo, igualar la contracción.

Los mecanismos para lograr la expansión del molde incluyen a: la expansión de fraguado del revestimiento, la expansión higroscópica y la expansión térmica.

La expansión de fraguado acontece como resultado de un crecimiento normal del cristal. Ésta, probablemente, se ve favorecida por las partículas de , en el revestimiento que interfieren con la estructura cristalina en formación del yeso, haciendo que éste se expanda hacia fuera²⁷. Este tipo de expansión, en aire, normalmente es del 0,4%, si bien se ve parcialmente limitada por el cilindro donde se ha realizado el revestimiento.

La expansión higroscópica puede emplearse para aumentar la expansión normal. Se deja que el revestimiento fragüe en presencia de agua a 38 °C, lo que produce una expansión adicional. Se ha planteado la teoría de que el agua en la cual se sumerge el revestimiento sustituye a la que se ha usado en el proceso de hidratación. Ello conserva el espacio entre los cristales en crecimiento, permitiéndoles continuar expandiéndose hacia afuera en lugar de limitarlos³⁰. Esta expansión sólo puede lograrse una vez que los cristales han hecho contacto. Es una continuación o forma de la expansión de fraguado³¹. La expansión higroscópica varía entre 1,2 y 2,2%²⁷. Pueden conseguirse cantidades controladas de ella añadiendo una cantidad medida de agua. La expansión higroscópica se produce en un cilindro no restringido o expandible.

La expansión térmica se produce cuando se calienta el revestimiento en el horno para calcinar. Calentar el molde del cilindro sirve también para eliminar el patrón de colado y evitar que la aleación solidifique antes de que llene completamente el molde¹, lo que ocurriría si éste está a una diferencia de temperatura mayor a 500 °C con respecto al punto de fusión de la aleación.

La sílice es la responsable de esta expansión ya que al elevarse la temperatura ocurre una transformación en su fase, produciendo una configuración atómica ligeramente diferente acompañada por una expansión. La cantidad de la expansión térmica depende de la forma alotrópica de sílice utilizado; por ejemplo, la expansión térmica de la cristobalita es mayor que aquella del cuarzo. También depende de la cantidad de sílice en el material de

revestimiento y en la relación agua/sílice; a mayor cantidad de sílice, mayor expansión³¹.

Se ha estudiado también, como medio para controlar y optimizar la expansión del revestimiento, al tipo, forma y tamaño del cilindro utilizado así como el recubrimiento resiliente entre el revestimiento y la pared del cilindro, si éste es metálico.

El recubrimiento resiliente es un material blando que se utiliza para proporcionar un tampón de material contra el cual el revestimiento se puede expandir para agrandar el molde. Si no existiera, se ejercerían fuerzas de expansión hacia adentro del molde, dando lugar a la distorsión del colado.

Además, permite el posterior retiro tanto del revestimiento como del colado del cilindro.

Durante muchos años se utilizó el asbesto para recubrir internamente los aros de colado aunque actualmente está totalmente fuera del mercado odontológico debido a la preocupación acerca de la probabilidad de que genere el desarrollo de enfermedades como asbestosis, placas pleurales y peritoneales, mesoteliomas, carcinoma broncogénico y malignidades gastrointestinales³².

Por esta causa, ha sido reemplazado por papel cerámico o fibra de caolín y por papel de celulosa, aunque el primero de ellos contiene fibras de un tamaño tal que lo torna propenso a producir cáncer de pulmón por lo que resulta no menos peligroso que el asbesto³³.

El material de celulosa, por otro lado, absorbe el agua aumentando de grosor y haciéndose más compresible. Este recubrimiento se elimina antes de hacer la colada permitiendo una expansión térmica no restringida y una salida fácil de los gases desde el molde durante la colada. Sin embargo, esto deja el revestimiento sin el soporte del anillo y puede dar lugar a fisuras en él además de rebabas en la colada.

Los fabricantes recomiendan dejar aproximadamente 3 mm de anillo no recubierto en cada extremo, de forma que el revestimiento quede parcialmente soportado por el contacto directo con el anillo una vez que el recubrimiento se ha fundido¹.

Una técnica alternativa y más usada actualmente, la “ringless technique”, consiste en el uso de un cilindro formador de colada de plástico que no ofrece resistencia a la expansión de fraguado. Dicho cilindro se retira antes de colocar el patrón revestido en el horno. Esta técnica permite una salida más fácil del gas desde el molde durante la colada y una expansión adecuada, aunque el molde resulta más vulnerable a las fisuras.

Estudios realizados por Lombardas³⁴ y por Yadav³⁵ coincidieron en que con esta técnica se logran coladas adecuadas y con menor discrepancia marginal que usando cilindros metálicos, además de ser más económica y más veloz.

Con respecto al tamaño y la forma de los cilindros, ha sido comprobado que aros ovals y de mayor tamaño producen prótesis parciales fijas coladas en un solo tramo con mejores ajustes que usando cilindros más pequeños y redondos³⁶. Esto se debería a que por la forma del cilindro, los espesores de revestimiento que rodean al patrón de coladas es más uniforme a lo largo de toda la pieza a colar.

c) Aleaciones

Párrafo aparte merecen las aleaciones a utilizar, las que deben ser seleccionadas por sus propiedades físicas, mecánicas y biocompatibilidad.

En 1968 fueron introducidas al mercado odontológico aleaciones no nobles sobre las que se podía efectuar la cocción de la porcelana. En 1969 se desreguló el precio del oro, variando entre los 35 U\$S la onza y alcanzando los 1400 U\$S la onza a fines de 2010. El paladio también sufrió un importante incremento entre los años 2000 y 2001 por la crisis social y económica que en esos años afectó a Rusia, su mayor productor mundial.

Desde poco tiempo después de haber surgido, la utilización de aleaciones no nobles fue creciendo en detrimento de aquellas compuestas por metales nobles³⁷.

Uno de los factores que llevó a buscar nuevas aleaciones para que reemplacen al oro, además de lo ya mencionado del costo de éste último, fue la

necesidad de mejores propiedades físicas. Era deseable una aleación con mayor módulo elástico debido a que una flexión de la subestructura metálica puede causar la fractura de la cerámica suprayacente. Las aleaciones nobles poseen un módulo elástico adecuado para restauraciones unitarias o de puentes cortos; pero un módulo elástico de 90 GPa no es suficiente para puentes de mayor longitud y mayor pandeo³⁸. Las aleaciones no nobles tienen un módulo de elasticidad de más del doble que el de las aleaciones nobles más rígidas basadas en oro, e incluso que el de las basadas en paladio.

Un tercer factor importante que impulsó el mercado de las aleaciones nobles es el referente a corrosión y biocompatibilidad. La idea pública de la posible liberación de iones metálicos de las aleaciones hacia el cuerpo ha ido periódicamente provocando un pánico irracional y exagerado. A pesar de que, fuera de alguna reacción alérgica en algunos individuos aislados, nunca hubo evidencia científica de problemas biológicos severos debido al uso del paladio en las aleaciones dentales, este metal ha estado en la mira de la gente y los pacientes empezaron a reclamar por aleaciones libres de paladio³⁷.

También el níquel fue cuestionado por razones semejantes. Este metal es el más alergénico que se conoce, con una incidencia del 10 al 20%. La hipersensibilidad al níquel es más común en las mujeres, posiblemente debido al uso de joyas, lo que supone una alta exposición. Las reacciones suelen ser poco llamativas y pueden aparentar una inflamación periodontal, aunque principalmente se dan fuera de la boca. No todas las personas alérgicas al níquel reaccionarán a éste colocado intraoralmente. Incluso es posible que las personas se vuelvan alérgicas al níquel después de colocar en su boca aleaciones que lo contengan. Prácticamente el cien por ciento de los pacientes alérgicos al paladio serán alérgicos al níquel³⁹.

Las aleaciones de níquel-cromo suelen contener berilio agregado a la aleación con el objeto de facilitar su colada al disminuir la temperatura de fusión y la tensión superficial e incrementar la resistencia de la unión de la porcelana a la aleación^{40,41}. También permite a las aleaciones ser grabadas electrolíticamente para adherirse en restauraciones cementadas con resinas⁴².

Sin embargo, la exposición a vapores o partículas de berilio está asociada a una serie de enfermedades, desde dermatitis de contacto⁴³ hasta enfermedad pulmonar granulomatosa crónica, conocida como enfermedad crónica de berilio. También se lo considera un material carcinogénico⁴⁴, por su capacidad de producir carcinomas pulmonares y osteosarcomas⁴⁵. Si la aleación utilizada tiene contenido de este metal, se deben extremar los cuidados en cuanto a la ventilación del laboratorio y el uso de elementos protectores como guantes, barbijos y ropa adecuada, sobre todo al realizar el desgaste o pulido de estas aleaciones⁴⁶.

Dentro de las desventajas de estas aleaciones no-nobles podemos citar: una mayor dificultad para colarlas respecto a las aleaciones nobles, al igual que una menor precisión de las coladas obtenidas con ellas, oxidación intensa a altas temperaturas y color grisáceo que dificultan logros estéticos equiparables a los que se pueden obtener con porcelanas cocidas sobre aleaciones nobles o sobre estructuras no metálicas al igual que ofrecer dificultades técnicas para ser soldadas²⁶. Entre estas dificultades se cuenta una excesiva oxidación del metal sustrato, la porosidad en la unión de la soldadura y el sobrecalentamiento del metal durante el procedimiento de soldadura⁴⁷.

ESTRUCTURAS PARA PUENTES

La confección de estructuras para puentes mediante aleaciones metálicas coladas presenta un desafío aun mayor respecto a restauraciones unitarias ya que las distorsiones interpilares son otra fuente de discrepancia marginal que puede comprometer el ajuste óptimo simultáneo de los retenedores¹¹.

Para algunos autores, colar piezas múltiples en una sola estructura da como resultado cambios dimensionales por contracción de la aleación⁴⁸.

Ha sido establecido también que la adaptación marginal de estructuras particularmente largas obtenidas por coladas de una sola pieza es menor que la obtenida realizando las piezas individualmente y luego unidas mediante soldadura^{3,4,49,50,51}.

Ziebert et al⁵² describieron que la adaptación marginal de prótesis de tres piezas era la misma para restauraciones soldadas que para las coladas en una sola pieza.

Calesini et al⁵³ realizaron un análisis de ajuste de estructuras de prótesis parcial fija compuestas por tres pilares y dos pónicos realizadas en una sola pieza.

Sarfati et al⁵⁴ compararon la adaptación marginal vertical de estructuras de prótesis de cuatro piezas coladas en un bloque único con otras realizadas en dos bloques soldados a posteriori.

Otros estudios mostraron que a medida que se incrementa la longitud de la prótesis o que se involucra la curvatura del arco, se aumenta el potencial de una pobre adaptación^{55,56,57,58}.

Schiffleger et al⁵⁸ realizan un estudio de estructuras coladas de pieza única en el que analizan discrepancia marginal de las coladas respecto a los troqueles y evalúan la incidencia de la longitud de las piezas coladas (tres, cuatro y cinco elementos). Encontraron que el asiento de la colada sobre los pilares mejoraba aproximadamente un 50% luego de seccionar las estructuras, lo que se producía por distorsión de las probetas coladas en una sola pieza y comprobaron además que ésta aumentaba en relación directa a la extensión de las estructuras a colar.

La deformación se debía principalmente al incremento en el diámetro vestibulo lingual y reducción del mesio distal de las restauraciones. Los autores coincidieron que la razón primaria de la falta de asentamiento de las coladas fue consecuencia de una deformación de las estructuras.

SOLDADURA

Se define a la soldadura como la unión de componentes metálicos mediante un relleno de metal o soldadura, el cual es fusionado a cada una de las partes que se pretenden unir¹.

En terminología metalúrgica, soldadura se refiere al uso de un relleno metálico de baja fusión, generalmente de menos de 450 °C.

El término correcto para los materiales y temperaturas usadas en odontología para unir dos partes iguales es *brazing* o soldadura fuerte, aunque la palabra soldadura se usa ampliamente en el ámbito de la odontología restaurativa para ambos procesos. Además, la palabra *brazing* no tiene en el español otra traducción más que soldadura.

La soldadura fuerte requiere una temperatura de calentamiento superior a los 450 °C pero inferior a la temperatura de solidus del metal o metales usados como sustrato³⁹.

La adhesión producida durante el proceso de soldadura se debe precisamente al relleno, que moja las superficies unidas, y no a la fusión de los componentes metálicos. Si se realiza correctamente, no debe existir ni fusión ni alteración de los componentes unidos.

Este proceso se diferencia de aquel en el que se realiza la unión de los metales por fusión o directa, lo que en inglés se conoce como *welding* y en español se la conoce como soldadura por fusión, aunque comúnmente se la denomina también soldadura. En la soldadura por fusión, las piezas se funden o fusionan una con la otra sin requerir de un material de aporte ni fundente¹ y las superficies metálicas se fundirán localmente.

Una unión bien lograda con aporte de soldadura, es aquella en la que la aleación aportada moja la superficie del sustrato y crea adhesión por unión metálica, dejando la parte fronteriza entre el sustrato metálico y la soldadura claramente definida²⁷.

El proceso de soldadura requiere un metal o metales de sustrato que van a unirse, un metal de relleno, la soldadura o soldante, un fundente y una fuente de calor.

El metal de sustrato o metal base, es el metal o la aleación original pura, que se prepara para unir a otro metal o aleación de sustrato.

Las aleaciones para coladas dentales aptas para la soldadura o la soldadura por fusión son las de base de oro, plata, paladio, níquel, cobalto y titanio, así como el titanio comercialmente puro³⁹.

Los principios para las soldaduras son los mismos para cualquier metal de sustrato, aunque esto no significa que todas se puedan llevar a cabo con la misma facilidad.

La composición del metal de sustrato determina no sólo su intervalo de fusión sino también el óxido que se forma sobre la superficie durante el calentamiento. Si se usa fundente éste debe ser capaz de reducir este óxido, inhibir la oxidación posterior o facilitar su eliminación.

La limpieza y la composición del metal de sustrato y la temperatura a la que se calienta determinan su humectancia por parte de la aleación soldante fundida. Ésta debe mojar el metal formando el menor ángulo de contacto posible para que moje también el área de unión. Para evitar el flujo a las zonas adyacentes, éstas pueden pintarse con un antifundente como el rouge (óxido de hierro) mezclado con cloroformo¹.

La soldadura dental debe ser²⁷:

- Resistente a la corrosión
- De un punto de fusión de al menos 60 °C menor que la aleación que se suelda⁵⁹.
- Resistente a la formación de poros, que son más frecuentes cuando existe una proporción más alta de metales no nobles en la soldadura, susceptible de vaporizarse cuando el espacio entre los componentes es demasiado estrecho o se sobrecalienta la soldadura.
- Resistente, tanto como la aleación que se emplea.
- Fluida. Las soldaduras que se funden a mayores temperaturas tiene una menor tensión superficial, fluyendo con facilidad a través de espacios estrechos⁶⁰.

Otra parte importante del proceso de soldadura es la fuente de la llama. El instrumento más común para la aplicación de calor es el soplete a gas-aire o a gas-oxígeno, y debe elegirse el tipo de llama según el combustible que se esté utilizando.

Una aleación no puede fundirse si su rango de fusión es mayor que el de la temperatura de la llama, pero los gases utilizados actualmente tienen una

temperatura de llama lo suficientemente alta como para fundir cualquiera de las aleaciones que se encuentran en el mercado³⁹.

La llama debe proporcionar suficiente calor para que la temperatura tanto del metal de sustrato como de relleno aumenten hasta la de soldadura (temperatura de flujo del metal de relleno). También hay que compensar la pérdida de calor del área circundante. La energía térmica procede del calor de combustión y el contenido calórico se mide en calorías por metro cúbico o unidades térmicas británicas (BTU) por pie cúbico de combustible. Cuanto menor es el contenido calórico del combustible, más metros cúbicos deben quemarse para proporcionar todo el calor necesario.

Si el contenido calórico del combustible es menor, se requiere un período de calentamiento más largo para conseguir la temperatura deseada y esto está asociado con un mayor riesgo de oxidación durante el proceso de

Tabla 1 Características del Gas

Combustible (Con Oxígeno)	Temperatura de la llama	Contenido calórico	
	°C	KCal/m ³	BTU/ft ³
Hidrógeno	2660	2362	275
Gas Natural	2680	8898	1000
Propano	2850	21221	2385
Acetileno	3140	12884	1448

Tomado y modificado de ANUSAVICE KJ. Phillips. Ciencia de los Materiales Dentales. 11ra Edición. Editorial Elsevier. España, 2004.

soldadura.

De los combustibles gaseosos que se enumeran en la Tabla 1, el propano es la mejor opción porque tiene una buena temperatura de llama y su contenido calórico es el mayor de los gases disponibles, al igual que el del butano, que en algunos lugares es más fácil de conseguir.

El hidrógeno tiene muy bajo contenido calórico, lo que indica que el calentamiento sería lento si se utilizase como combustible. Además, el calor

que se libera al aire, al revestimiento para la soldadura y a las otras partes de la colada puede ser suficiente para agotar todo el que genera la llama⁶¹.

El gas natural posee un contenido calórico cuatro veces superior al del hidrógeno por lo que la temperatura de la unión debería aumentar cuatro veces más rápido. Sin embargo, tiene una composición heterogénea y suele contener vapor de agua que enfría la llama, utilizando parte del contenido calórico.

Si bien el acetileno tiene la temperatura de llama más alta y mayor contenido calórico que el hidrógeno y que el gas natural, su uso es asociado con ciertos problemas, como la variación de la temperatura de la llama de un lugar a otro, que en algunos casos puede llegar a los 100 °C, lo que hace que la posición del soplete sea crítica para garantizar que se esté usando la zona adecuada. Además, es inestable y se descompone fácilmente en carbono e hidrógeno, incorporando al carbono dentro de las aleaciones de níquel y paladio, perjudicando sus propiedades mecánicas y provocando porosidad en la porcelana y absorbiendo el hidrógeno en las aleaciones con base de paladio, lo que aumenta la porosidad de la colada³⁹.

Entre los factores que intervienen para lograr una correcta soldadura, podemos citar a^{20,39,61}:

- La llama, que puede dividirse en cuatro zonas:
 - a) La de mezcla fría (o gas sin quemar) que es la más interna o próxima al soplete y es donde podemos hallar el chorro de combustibles que de él provienen;
 - b) La de combustión parcial (oxidación), que es a donde se mezclan los gases;
 - c) La neutral o ligeramente reducida, en la que se encuentran los gases a una elevada temperatura pero sin quemar, provocando que al contactar con una superficie oxidada se combina con el óxido dejando la superficie libre de éste. Es la que produce el proceso de calentamiento más eficiente y la mayor parte del calor, por lo que la usamos para calentar la soldadura;
 - d) La más externa o zona oxidante, que es la punta de la llama y es una zona de combustión completa. Su aplicación en la superficie metálica

por soldar provoca que ésta se oxide, por lo que es necesario aplicar fundente adicional para limpiar la superficie.

- El tiempo: la llama debe mantenerse en su lugar hasta que el relleno fluya completamente en la unión y un lapso extra, para permitir que el fundente o el óxido se separen del metal de relleno en estado líquido. Un tiempo insuficiente incrementa la posibilidad de que no se complete el relleno de la unión y que se incluya fundente en ella. Un excesivo tiempo de calentamiento, provoca aumento del tamaño granular, con la consiguiente pérdida de la ductilidad⁶².
- Temperatura: debe ser la mínima requerida para completar la operación de soldado. Se debe aplicar el calor al sustrato del metal para que se caliente a la temperatura de flujo del metal de relleno. Así el sustrato de metal va a ser el suficiente para fundir el metal de relleno en el momento que toca el área de unión. Temperaturas altas del metal de sustrato incrementan la posibilidad de difusión entre el sustrato y el metal de relleno; mientras que si la temperatura del sustrato es baja, no permite que el metal de relleno lo humedezca, resultando consecuentemente en una unión pequeña o a veces en ninguna.

En cuanto a las dificultades técnicas de las soldaduras, Meyer⁶³ reportó problemas con la utilización de restauraciones de oro colado, principalmente en relación a la distorsión que puede ocurrir cuando son soldadas entre sí. Reportó que nunca las coronas o los púnticos van a sufrir contracción sino que ella se produce en la soldadura. La causa de esta distorsión, según él, es el calentamiento desparejo que se produce si se utiliza un soplete o un mechero de Bunsen para calentar las partes a soldar. Propone el uso de un horno con temperatura controlada y que caliente de forma pareja a las partes, como por ejemplo un horno de porcelanas dentales.

Para Skinner et al⁶⁴ esta distorsión podría ser controlada permitiendo íntimo contacto entre las piezas a soldar antes y durante el proceso de soldadura. Sin embargo, para otros autores^{65,66,67}, los resultados más inseguros se generan cuando existe un íntimo contacto entre las partes a ser soldadas.

La distancia de las piezas no sólo afecta la precisión de la unión soldada sino también su resistencia⁶⁵.

Anderson et al⁶⁸ creen que debe haber un espacio entre las unidades a soldar. Ryge⁵⁹ estipuló que la distancia entre las piezas a soldar debe ser mayor a 0,123 mm porque sino se genera porosidad lo cual reduce la fuerza de unión de la soldadura. Mientras tanto, Willis et al⁶⁹ sugieren no más de 0,15 mm y Hofer et al⁷⁰ entre 0,05 y 0,2 mm.

En 1983, Townsend et al⁷¹ concluyeron que las soldaduras de aleaciones no nobles son poco confiables al menos hasta que nuevos materiales y/o técnicas sean desarrolladas.

SOLDADURA LÁSER

Desde la aparición de la tecnología láser, en 1960, éste fue utilizado para soldar metales⁷², especialmente partes hechas de la misma aleación, usando el haz de láser para calentar el metal⁷³.

El nombre láser surge de las iniciales de Light Activation by Stimulated Emission of Radiation o “Generación de luz por medio de la emisión estimulada de radiación”⁷⁴.

El haz de láser consiste en una corriente de fotones que pueden enfocarse y dirigirse a través de elementos ópticos como espejos o lentes. También puede transmitirse por el aire sin que se atenúe o degrade seriamente su poder.

En su Handbook volumen 6⁷⁵, dedicado a soldaduras, la AMS (Sociedad Americana para los Metales) explica el fundamento de los láser de la siguiente manera: “Consideremos un gas encerrado en un recipiente, que contiene átomos libres con x números de niveles de energía, al menos uno de los cuales, es meta estable. Aplicándole una luz blanca brillante dentro de este gas, muchos átomos pueden ser excitados, a través de resonancia, de su estado fundamental hacia un estado excitado. A medida que los electrones se rezagan, muchos de los átomos son atrapados en el estado meta estable. Si la fuente de luz es lo suficientemente intensa se puede obtener una inversión de

la población, pasando a haber más átomos en el estado meta estable que en el fundamental.”

“Cuando un electrón en uno de estos estados meta estables, salta espontáneamente al estado fundamental, se emite un fotón de energía. A medida que este fotón pasa por otro átomo cercano en el mismo meta estado, puede, por el principio de resonancia, estimular inmediatamente a ese átomo para que irradie un fotón de exactamente la misma frecuencia, dirección y polarización que el fotón primario (coherencia espacial) y exactamente la misma fase y velocidad (coherencia temporal).”

“Ambos fotones pueden ahora ser considerados ondas primarias, y cuando pasan cerca de otros átomos en sus estados meta estables, estimulan una emisión siguiendo la misma dirección y la misma fase. Sin embargo, puede haber transiciones del estado fundamental al estado excitado, absorbiendo de esa forma la onda primaria. Si las condiciones en el gas son correctas, se puede desarrollar una reacción en cadena, resultando en una radiación coherente de alta intensidad.”

“Para producir un láser, la emisión estimulada debe ser colimada en una cavidad resonante adecuada en la cual las ondas puedan ser usadas y reusadas continuamente.”

“Si colocamos dos espejos altamente reflectantes en los extremos de ese recipiente cilíndrico, y los electrones en estos átomos son excitados para producir una inversión, y uno o más de los átomos en el estado meta estable irradia espontáneamente, esos fotones que se mueven en ángulo a las paredes del recipiente, escapan y se pierden. Los fotones emitidos paralelos al eje, se reflejan hacia atrás y delante de extremo a extremo. Si hay una alta reflexión en los espejos de los extremos y una alta densidad de población de átomos en estado meta estable dentro del recipiente, el desarrollo de los fotones surgiendo de adelante atrás a través de dicho recipiente, puede ser auto sostenible y el sistema espontáneamente funciona como un láser.”

El láser consiste, entonces, de:

- a) Un material o medio capaz de mantener una población de átomos meta estables

- b) Un método para producir y mantener esa población
- c) Un sistema de colimación que refleje las ondas de un lado hacia el otro en el recipiente.

Los láser industriales usados para fusionar metales, pueden dividirse en dos categorías: de medio sólido o de gas. Los de medio sólido tienen una longitud de onda de 1,06 μm ; mientras que los de gas, de 10,6 μm . El elemento activo en los de medio sólido es un ion de neodimio (Nd), y la molécula de CO_2 es el medio activo en los de gas.

Los láser que utilizan como agente dopante (elemento impuro que se inserta, en muy baja concentración, en una sustancia para alterar sus propiedades eléctricas u ópticas⁷⁶) al neodimio, usan cristales de vidrio o de YAG ($\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$), que es un cristal duro de granate de itrio y aluminio, de alta calidad óptica y con una conductividad térmica 10 veces mayor que el vidrio⁷⁵.

Las características de los láser de Nd:YAG dependen del método de excitación, y pueden ser continuos o pulsados repetidamente.

En los continuos, el láser es excitado con lámparas de xenón, para niveles de poder del orden de los 10 W o de kriptón, para niveles de 100 W o más.

En los pulsados, las características de salida dependen de la configuración de la lámpara.

Los láser de gas, utilizan como medio una combinación de helio, nitrógeno y dióxido de carbono y usan una descarga eléctrica como fuente para excitar el medio. También pueden ser pulsados o continuos.

Para seleccionar el tipo adecuado de láser para realizar soldaduras, se debe tener en cuenta que:

- Los láser pulsados de YAG son considerablemente más pequeños que los de CO_2 del mismo poder.
- Los láser de CO_2 alcanzan mayores niveles de energía.
- Mientras los láser de YAG usan ópticas de vidrio, los de CO_2 precisan de lentes muy exóticas.
- Los de CO_2 son eléctricamente más eficientes que los de YAG.

El haz de láser imparte energía al metal produciendo un calentamiento local hasta una temperatura por sobre el liquidus. El metal se evapora y se forman una cavidad u ojo de cerradura justo por debajo de la fuente de calor y un reservorio de metal fundido alrededor de dicha cavidad. A medida que se avanza con la fuente de calor, la cavidad se rellena con el metal fundido del reservorio y éste solidifica para formar la gota de soldadura⁷⁷.

En 1970, Gordon et al⁷⁸, en el primer trabajo de soldadura láser en odontología, concluyeron que este método de soldadura ahorra tiempo de trabajo y que la restauración final tiene la misma precisión que la impresión inicial ya que la soldadura se hace en el modelo de trabajo.

Apotheker et al⁴⁹ compararon soldaduras convencionales utilizando soplete a gas y oxígeno con soldaduras láser de metales no nobles y establecieron que con este último método se logran uniones que difícilmente se vayan a fracturar en la boca.

Geis-Gerstorfer et al⁷⁹ compararon la resistencia de coladas de titanio, soldadura de plasma y soldadura láser y obtuvieron una reducción de la resistencia de las piezas soldadas con respecto a la colada de titanio de un 69% en las soldaduras de plasma y sólo 20 % en las soldaduras láser.

Desde 1990 los láseres dentales a pulso de Nd-Yag han sido comercialmente utilizados en Europa. Los fabricantes presentaron la técnica de soldadura por láser como una nueva forma rápida, económica y precisa de unir metales. En prótesis dentales, esta técnica tiene las siguientes ventajas⁸⁰:

La tecnología láser ahorra tiempo en un laboratorio comercial porque la soldadura se hace directamente en el modelo. Se reducen las discrepancias causadas por la transferencia desde el modelo maestro al revestimiento y las variables térmicas propias de técnicas en que se utilice soplete^{48,81,82}.

Es consistentemente posible soldar muy próximo a resina acrílica o cerámica sin alteración física o de color de éstas⁸³.

Potencialmente, todas las aleaciones pueden ser soldadas con láser, particularmente las aleaciones de titanio, que no pueden ser eficazmente soldadas de manera tradicional^{84,85}.

Pueden unirse aleaciones nobles y no nobles, lo que lo torna muy útil en la confección de prótesis combinada donde se deben unir aditamentos de precisión realizados en metales nobles, a estructuras de prótesis parcial removible de cromo cobalto⁸⁶.

La fuerza de unión de las soldaduras con láser de cualquier metal es muy elevada, generando una resistencia a la rotura por tracción, similar a la de la aleación sustrato^{87,88}.

Según algunos autores⁸⁹ la distorsión lineal de estructuras confeccionadas en oro, coladas en una sola pieza y coladas en secciones, es menor si es seguida de soldadura láser que si lo es de soldadura convencional.

HIPÓTESIS

1. Estructuras de prótesis parcial fija de Ni-Cr coladas en partes divididas y luego soldadas proveen mejor ajuste marginal que aquellas coladas en una sola pieza.
2. El ajuste marginal de estructuras de prótesis parcial fija de Ni-Cr soldadas con soplete a gas-oxígeno depende del grado de separación entre las partes. Una separación reducida entre éstas genera mejor ajuste marginal.
3. Estructuras de prótesis parcial fija de Ni-Cr coladas en partes divididas y luego soldadas utilizando tecnología láser tienen mejor ajuste marginal que aquellas coladas en una sola pieza.
4. El ajuste marginal de estructuras de prótesis parcial fija de Ni-Cr soldadas con tecnología láser, cualquiera sea la separación de las partes a unir, es mejor que el de aquellas soldadas con soplete a gas-oxígeno.
5. No hay diferencias significativas al analizar el ajuste de estructuras con una reducida separación entre sus partes soldadas utilizando soplete a gas oxígeno y aquellas soldadas con tecnología láser.

3) OBJETIVOS GENERALES Y ESPECÍFICOS

Objetivos Generales

1. Comparar el ajuste marginal obtenido realizando coladas con aleaciones a base de Ni-Cr en una sola pieza respecto a aquellas obtenidas en piezas divididas.
2. Analizar y evaluar el ajuste de estructuras soldadas utilizando tecnología láser con distintas variables en la distancia entre las superficies a soldar.
3. Evaluar el ajuste de estructuras soldadas utilizando soplete a gas-oxígeno con distintas variables en la distancia entre las superficies a soldar.
4. Efectuar un análisis comparando el ajuste marginal de estructuras soldadas utilizando tecnología láser con aquellas soldadas con soplete a gas-oxígeno.
5. Establecer diferencias entre el ajuste marginal de estructuras para prótesis parcial fija obtenidas en una sola pieza, con las obtenidas divididas y luego con las éstas una vez que hayan sido soldadas mediante tecnología láser o por medio de soplete a gas-oxígeno.

Objetivos específicos

6. El objetivo específico del presente trabajo es aportar una técnica que, utilizando parámetros científicos, permita obtener un adecuado ajuste marginal de estructuras de prótesis parcial fija coladas con aleaciones a base de Ni-Cr.

4) MATERIALES Y MÉTODOS

A partir de un modelo maestro que representa dos pilares coronarios y una brecha desdentada de dos elementos, se obtuvieron cincuenta y seis probetas de ensayo, las que fueron divididas en siete grupos de ocho probetas cada uno.

Las probetas obtenidas fueron asentadas sobre el modelo maestro y su ajuste marginal fue mensurado. Posteriormente, aquellas obtenidas en dos piezas fueron soldadas utilizando tecnología láser y mediante el uso de soplete a gas y oxígeno. Su ajuste fue nuevamente mensurado. Los resultados obtenidos fueron procesados estadísticamente.

MODELO MAESTRO

El modelo fue confeccionado en acero inoxidable y cuenta con una base y dos pilares coronarios totales que replican un segundo molar y un primer premolar. Los pilares tienen forma troncocónica con una convergencia total de 6° y están separados, en su base, 17 mm entre sí para generar un espacio para dos pónicos, un segundo premolar y un primer molar (figs. 1 y 2)(Ver plano ANEXO 1).

Las paredes axiales de los pilares tienen una altura de 6 mm. La base del molar es de 9 mm de diámetro en tanto la del premolar de 5 mm. En ambos casos, el margen cavo periférico es definido en forma de hombro redondeado de 0,5 mm de profundidad y su curvatura tiene un radio de 0,5 mm. El ángulo

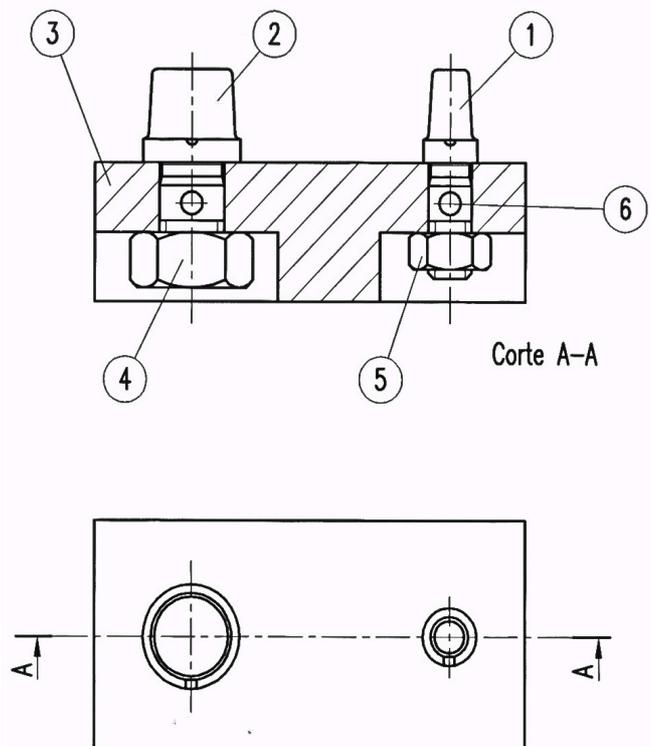


Figura 1: Plano del modelo maestro

diedro ocluso axial es igualmente redondeado con el mismo radio de curvatura que el hombro.

Se realizó una escotadura semiesférica de 0,5 mm de radio en los márgenes de una cara libre de cada pilar con el objeto de orientar la restauración confeccionada sobre él. En el perímetro de cada pilar, a un

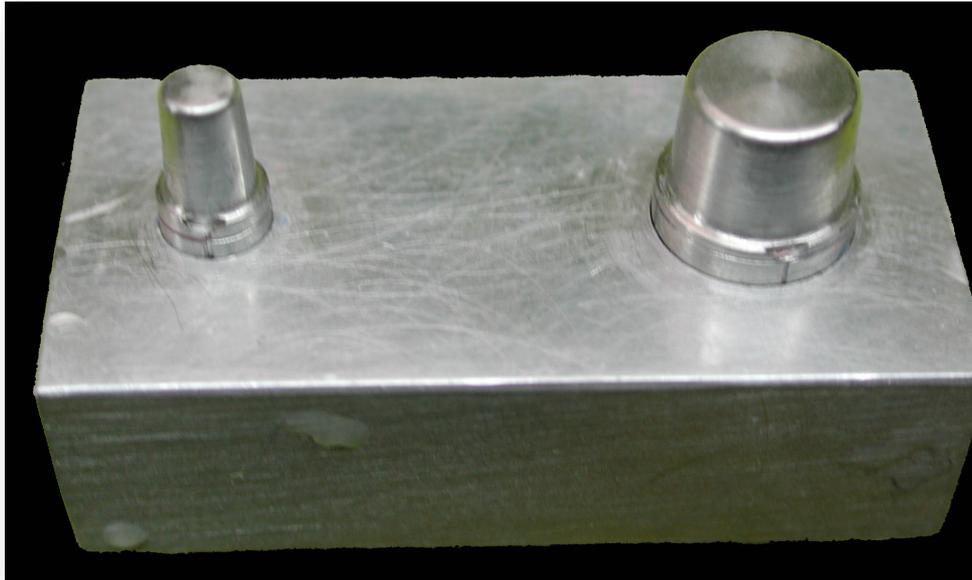


Figura 2: Fotografía del modelo maestro

milímetro del borde cavo-periférico, se hicieron marcas de referencia para efectuar mediciones.

OBTENCIÓN DE LAS PROBETAS DE ENSAYO

Utilizando este modelo, se confeccionaron cincuenta y seis patrones de cera que replicaron la estructura de un puente de cuatro elementos.

Para ello se usó un sistema de obleas plásticas termoformables mediante el cual se confeccionó una matriz primaria sobre cada uno de los pilares del modelo maestro (Adapta Deep Drawing System. Ref. 20500/BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh Herbst GMBH & Co).



Figura 3: Sistema de obleas termoformables Adapta

El sistema consta de dos obleas calibradas. La primera tiene un espesor de 0,1 mm y tiene la función de crear sistemáticamente el espacio necesario para el posterior material de cementado. La segunda tiene un espesor de 0,6 mm y es la responsable de darle un espesor uniforme a la cofia primaria.

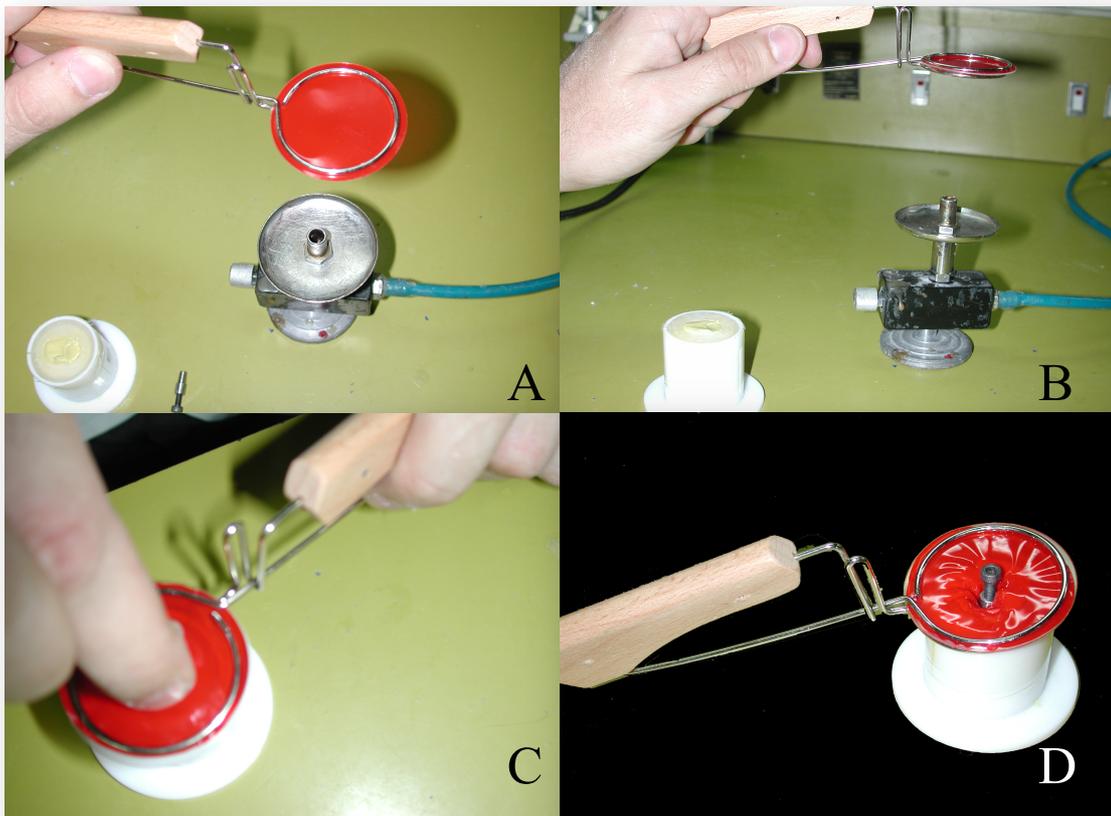


Figura 4: Plástico de la oblea al calor de un mechero Bunsen (A y B). Estampado del troquel en la moldina (C y D)

Ambas obleas fueron plastificadas al calor de la llama de un mechero Bunsen y luego estampadas sobre cada uno de los pilares del modelo maestro.



Figura 5: Obleas adaptadas al troquel

Posteriormente se las recortó de manera que cubrieran el pilar hasta una distancia de un milímetro del hombro de la preparación.

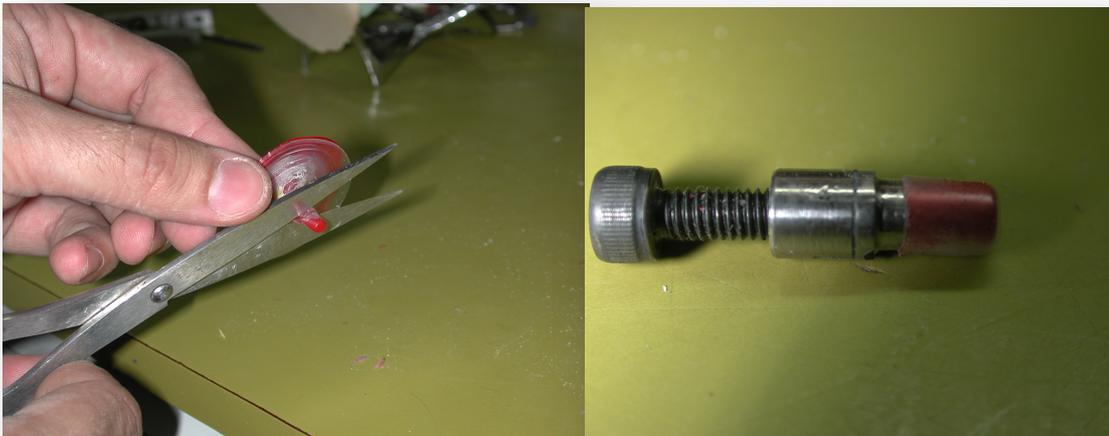


Figura 6: Recorte de las obleas a 1 mm del margen de la preparación

Se realizó una matriz de aluminio (fig. 7) para unificar la forma y el volumen de los pónicos y de las anclas de puente que conforman la probeta de ensayo.

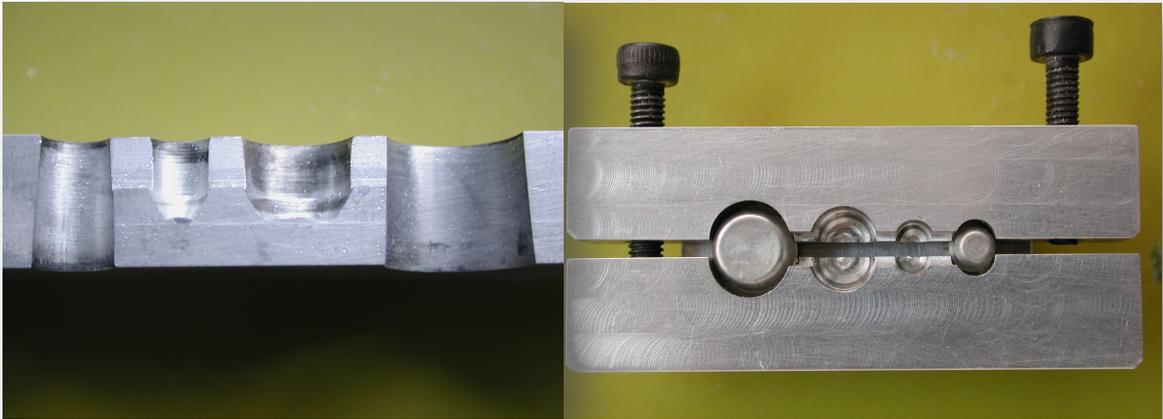


Figura 7: Matriz de Aluminio para la confección de los patrones

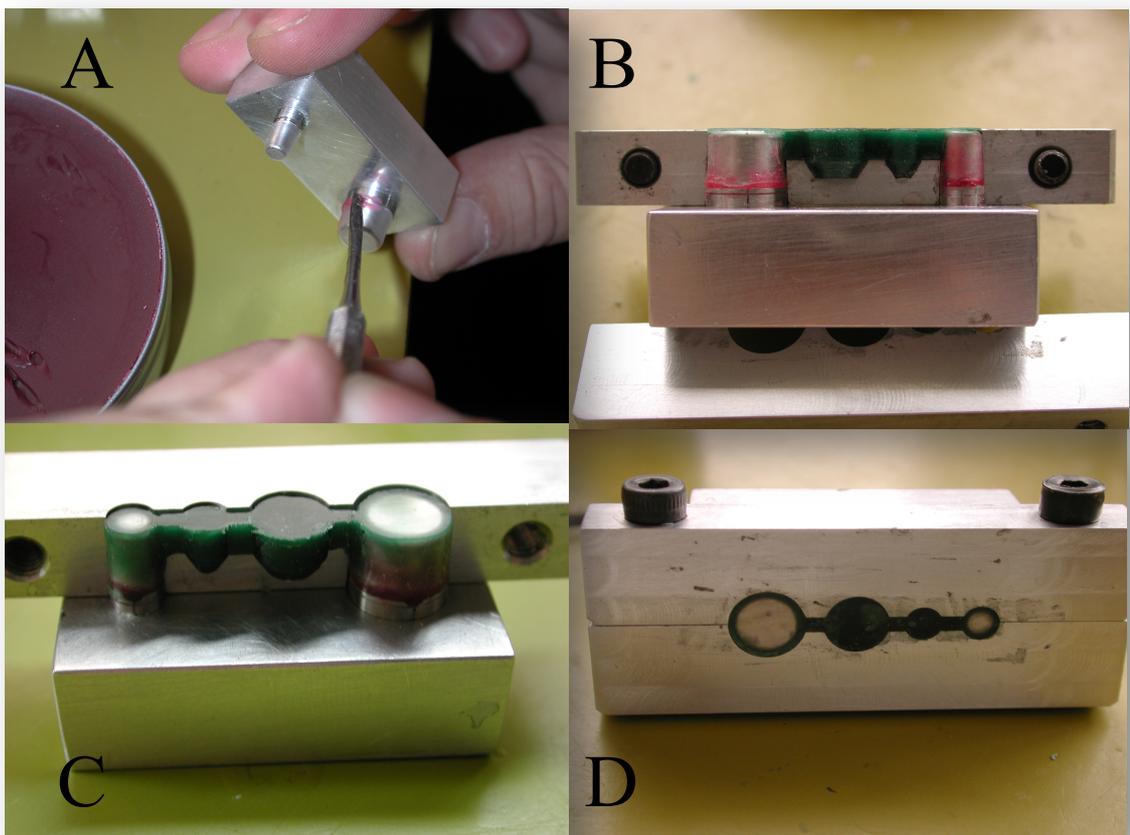


Figura 8: Ajuste del margen (A) previo a la adaptación de la matriz. Encerado de la zona de fantomas (B) y (C). Vista superior previo al desmolde de la matriz (D)

La superficie interna de la matriz fue tratada mediante un líquido separador de ceras (Dielube Ref. 9995106/J.M. Ney & Co) para facilitar el desmolde de los patrones; luego se la ajustó sobre el modelo maestro cuyos pilares, previamente lubricados mediante líquido separador de ceras, portaban adecuadamente ajustadas y recortadas las obleas plásticas anteriormente preparadas.

Para la confección del patrón se utilizó cera para coladas (Cera verde dura Ref. 40111/ BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh Herbst GMBH & Co) tipo II dureza 3 en estado fluido.

Para lograr un adecuado llenado de la matriz mediante la cera para coladas se procedió a calentar el conjunto conformado por esta y el modelo maestro a una temperatura de 40 °C colocándolo en un horno para calentar cilindros de coladas (HA-2615 con programador PR-807/Instrelec, Córdoba, Argentina) temporizado a dicha temperatura, por un lapso de 10 minutos. Posteriormente, para el llenado de la matriz, la cera para coladas fue licuada a temperatura controlada de 60 °C utilizando para ello un calefactor de cera (Waxprofi I. Ref. 1440-0000/Renfert GmbH, Hilzingen, Germany) y luego mediante la utilización de un instrumento para modelado de ceras calefaccionado eléctricamente y con control electrónico de temperatura (Ultra Waxer. Ref. 013-721/Belle de Saint Claire, Van Nuys, California) fue vertida en la cavidad de la matriz hasta su completo llenado, corrigiendo, por agregado, la contracción por enfriamiento y sometiéndola a presión desde la superficie expuesta (oclusal) utilizando una lámina metálica plana, para evitar su distorsión.



Figura 9: Calentador de cera Ultra Waxer

Una vez completado el enfriamiento de la cera, antes de su retiro de la matriz, se procedió a eliminar todo excedente oclusal para asegurar un espesor uniforme en todas las muestras en esta parte del patrón de coladas.

Cuando la cera alcanzó la temperatura ambiente, se retiró la matriz y se recortó el último milímetro a nivel del cuello de los pilares hasta alcanzar la oblea plástica.

AJUSTE DE LOS CUELLOS

Para realizar el ajuste cervical de las anclas, se utilizó una cera sin memoria formulada para este fin (Cera cervical Ref. 40112/BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh Herbst GMBH & Co).

Los patrones fueron seccionados para facilitar el ajuste individual de las anclas. Posteriormente, utilizando el instrumento de modelar ceras calefaccionado eléctricamente y con control electrónico de temperatura, se procedió a realizar el ajuste de los cuellos de los patrones de colada, para lo cual se trabajó utilizando una lupa estereoscópica de 10 aumentos (AO42A Stereoscopic Microscope/American Optical-Reichert, Buffalo, NY. USA) para controlar la calidad del ajuste.

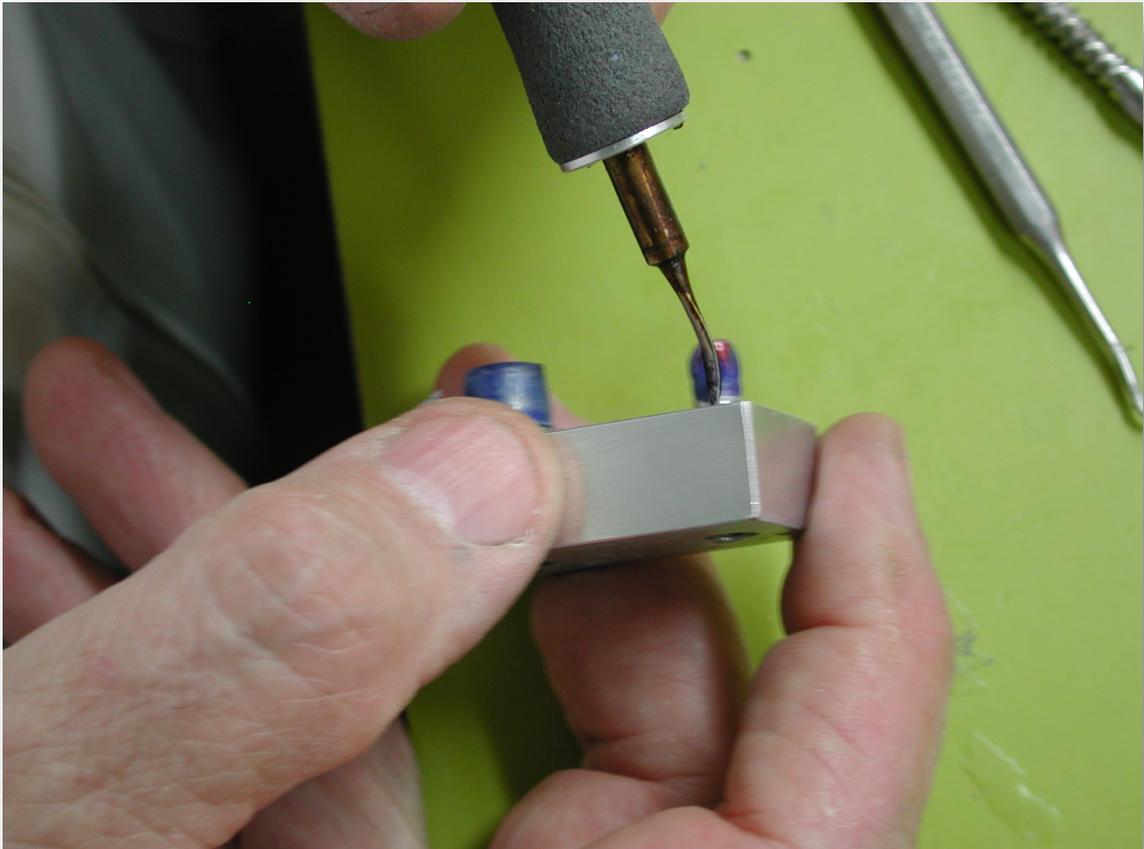


Figura 10: Ajuste de los cuellos

Una vez realizado el ajuste de los cuellos, cada uno de los patrones de colada fueron acondicionados e investidos individualmente en forma inmediata (antes de los 30 minutos).

AGRUPAMIENTO DE LAS MUESTRAS

Los patrones de colada se confeccionaron conformando dos grupos.

El primero (Grupo I), constituido por 8 especímenes. Los patrones que conforman este grupo, una vez ajustado el cuello se reubicaron ambas partes en el modelo maestro y se las volvió a unir, previo al investido, para obtener una probeta constituida por una estructura representativa de un puente de cuatro elementos colados en una sola pieza

Las muestras del segundo grupo (Grupo II), compuesto por 48 especímenes, fueron seccionadas previo al ajuste de sus cuellos a la altura de distal del primer premolar, generando una separación de 0,15 mm, 0,30 mm y 0,45 mm entre las partes.



Figura 11: Tanza de 0,13 mm usada para separar las partes a soldar

Estos patrones de probetas así preparados fueron subdivididos en tres grupos (IIA, IIB, IIC).

Subgrupo II A: Constituido por 16 especímenes divididos, los que al ser reposicionados en el modelo de trabajo, sus partes fueron reajustadas con una separación de 0,15 mm. Esta separación fue verificada utilizando láminas calibradas (Feeler Gauge)

Subgrupo II B: Al igual que el anterior, está constituido por 16



Figura 12: Reajuste del espacio entre las partes mediante láminas calibradas

especímenes divididos en dos partes, entre las que se generó una separación de 0,30 mm. Esta separación fue verificada utilizando láminas calibradas (Feeler Gauge)

Subgrupo II C: De la misma forma que en los casos anteriores, está constituido por 16 especímenes divididos en dos partes, con una separación de 0,45 mm al ser reposicionados. Esta separación también se verificó utilizando láminas calibradas (Feeler Gauge).

Una vez realizado el ajuste de los cuellos, cada uno de los patrones fue investido, de inmediato.



Figura 13: Esquema de la distribución de las probetas en los distintos grupos

COLOCACIÓN DE LOS BEBEDEROS

Los bebederos se confeccionaron utilizando hilos de cera de un diámetro de 3,5 mm y una longitud de 15 mm (Hilo de cera para bebederos de 3,5 mm. Ref. 40087/BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh Herbst GMBH & Co). Se utilizaron tres bebederos por probeta a colar, uno a nivel de cada corona y el restante entre los dos pósticos, de igual forma si la probeta iba a ser colada en una o dos piezas. En este último caso la corona separada del resto de la estructura se invistió con una separación de aproximadamente dos milímetros respecto al resto. Los bebederos fueron direccionados de forma tal que al ser conectados al vértice del formador de crisol de la base de coladas, los dos externos convergían con el central, quedando superpuestos a él, de forma tal de aprovechar el máximo empuje de la aleación fundida sobre la columna conformada por la unión de los bebederos.



Figura 14: Colocación de los bebederos en un aro plástico oval

Una vez fijados a la base de coladas se comprobó que cada patrón de cera estuviese centrado respecto de las paredes del formador del cilindro de coladas para asegurar un espesor de revestimiento lo más uniforme posible y posteriormente se les aplicó un reductor de tensión superficial en forma de spray (Lubriform, BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh Herbst GMBH & Co).



Figura 15: Aplicación de un reductor de tensión superficial



Figura 16: Se comprobó que cada patrón estuviese centrado respecto de las paredes del formador de cilindro

El cilindro de colada se conformó utilizando un formador plástico de 4,5 cm x 3 cm x 6,5 cm (diámetro mayor x diámetro menor x altura) (Ringless casting System Oval Ring/Whip Mix Corp, Louisville, Ky.).



Figura 17: Probeta en sus bebederos y aro plástico oval

Posteriormente se invistieron los patrones utilizando un revestimiento a base de Sílico-fosfato (Bellavest T/ BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh Herbst

GMBH & Co). Se utilizó líquido especial, formulado para este revestimiento



Figura 18: Revestimiento utilizado para investir los patrones

(BegoSol HE/ BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh Herbst GMBH & Co)

El procedimiento se realizó siguiendo las especificaciones del fabricante.

Para el llenado de cada cilindro se utilizo un sobre de 60gr. de polvo de revestimiento el cual fue mezclado con 14 cm³ de líquido conformado por un 90% de líquido especial y 10% de agua destilada.



Figura 19: Mezcla de los componentes del revestimiento

Los componentes fueron mezclados hasta humectar totalmente el polvo con el líquido en forma manual durante 15 segundos y luego se procedió a su espatulado mecánico durante 1 minuto a 475 RPM, bajo presión de vacío de 650 mm de Hg, para lo cual se utilizó una espatuladora mecánica (Vac-u-vestor & Power Mixer/Whip Mix Corp, Louisville, Ky.).



Figura 20: Esstatulado mecánico al vacío del revestimiento

El investido se realizó llenando las coronas con revestimiento utilizando para ello un pincel de cerda común, llevando pequeñas cantidades de revestimiento y pincelándolo sobre las superficies de las paredes coronarias hasta llenarlas y extendiendo luego su aplicación a toda la superficie del patrón de coladas al mismo tiempo que se lo vibraba mediante la utilización de una vibradora (Vibra 28/Tecnodont, Argentina) ajustado a la mínima altura de onda vibratoria generada por ella.

Una vez obtenido este núcleo primario se procedió al llenado del cilindro vertiendo el revestimiento en las proximidades de las paredes, para completar el llenado del cilindro desde la base, hasta cubrir el patrón de coladas con una



Figura 21: Llenado de las coronas con revestimiento usando un pincel

capa de 5 mm de revestimiento.

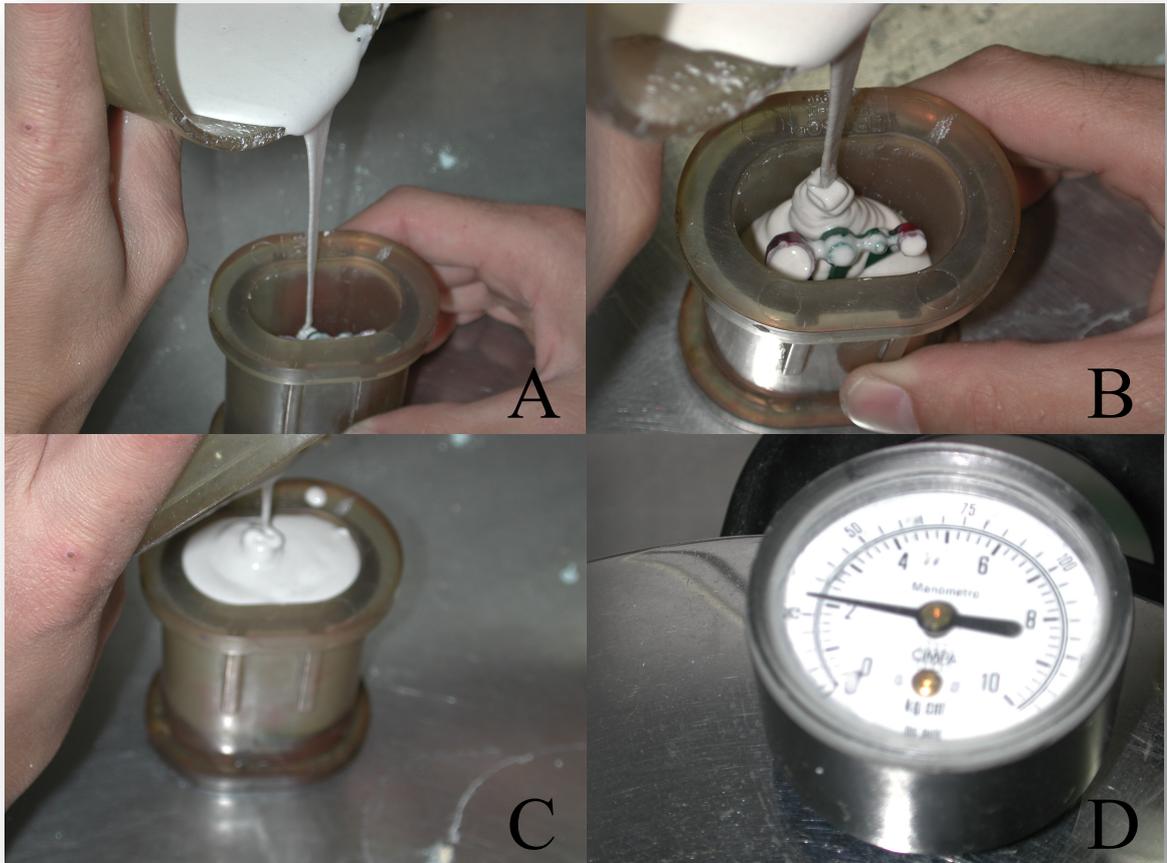


Figura 22: Llenado del formador de cilindro de colado (A, B Y C). Posteriormente se coloca el cilindro en una olla a 2 bar de presión

Completado el llenado del cilindro de revestimiento, se lo colocó en una olla presurizadora a una presión de 2 Bar y se lo mantuvo en estas condiciones hasta completar el proceso de fraguado. Cada cilindro fue retirado a los 45 minutos y llevado a un horno para iniciar el proceso de colada.

CALENTAMIENTO DE LOS CILINDROS DE COLADA

El calentamiento de los cilindros en horno se realizó siguiendo las especificaciones técnicas del fabricante del revestimiento utilizado.

Completado el fraguado del revestimiento, los cilindros fueron colocados en un horno para coladas con programador (HA-2615 con programador PR-807/Instrelec, Córdoba, Argentina)

El cilindro de coladas fue ubicado en el centro de la mufla del horno con el crisol dirigido hacia el piso, de modo tal que al licuarse la cera, durante el primer paso de calentamiento del cilindro, ésta escurra libremente.

Junto al cilindro se colocó un crisol de coladas correspondiente a la máquina de coladas utilizada. El calentamiento de los cilindros se realizó siguiendo una rampa con dos escalones. El primero, desde temperatura ambiente hasta los 250 °C con un rango de trepada de la temperatura de 5 °C por minuto.

Alcanzada esta temperatura, se la mantuvo por 30 minutos con el objeto de lograr el total escurrimiento de la cera licuada, durante esta etapa del calentamiento del cilindro.

Al completarse este ciclo se invirtió la posición del cilindro de manera que el crisol quedase hacia arriba para que, en el paso posterior, los gases de combustión de la cera remanente pudieran salir libremente sin impregnar el revestimiento.

A partir de allí el rango de trepada de la temperatura fue fijado a razón de 7 °C hasta alcanzar la temperatura final de colada a 950 °C y mantenida durante 30 minutos para asegurar un calentamiento uniforme de toda la masa de revestimiento.

COLADA

Para realizar la colada se utilizó una aleación de Ni-Cr (Wiron NT/BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh Herbst GMBH & Co).

La fusión del metal se realizó por inducción eléctrica y su impulsión por fuerza centrífuga empleando una máquina para coladas que conjuga ambas acciones (Fundidora-coladora centrífuga-Hi Tec 2001/Instrelec, Córdoba, Argentina)

Al completarse el ciclo de calentamiento del cilindro de coladas, se retiró el crisol de coladas del horno, se lo ubicó en el porta crisol y se colocaron dos lingotes de aleación en su interior tras lo cual se activó la bobina calefactora,

por inducción eléctrica, ajustando su potencia en el punto 4 de la escala de control.

Cuando los lingotes perdían su forma y comenzaba el proceso de unificación, se retiró el cilindro del horno de coladas y se lo ubicó en la cuna porta cilindros de la máquina.



Figura 23: Colado por inducción. Calentamiento de la aleación.

Siguiendo instrucciones del fabricante de la aleación empleada, a partir del momento en que el último componente sólido se hubo sumergido en el baño de fusión, se mantuvo la fuente generadora de calor por unos 10 segundos y se dio inicio a la colada.

Una vez que el brazo de la centrífuga se detuvo, se procedió a retirar el cilindro de coladas depositándolo sobre una rejilla metálica hasta su total enfriamiento.

RETIRO Y LIMPIEZA DE LA COLADA

El retiro de la colada del cilindro de revestimiento se realizó por fractura mediante el uso de tijeras tipo cizalla y, posteriormente, se lo enarenó utilizando cristales de óxido de aluminio (Corindón) de 110 μm (Korox 110/BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh Herbst GMBH & Co) a una presión de 2 Bar, hasta la completa eliminación del revestimiento.

Aquellas estructuras con signos evidentes de fallas en la colada, fueron descartadas mediante una primera inspección a ojo desnudo.

AJUSTE DE LAS COLADAS

El paso siguiente consistió en el corte de los bebederos de colada mediante la utilización de discos de corte de carborundum a alta velocidad y la eliminación mediante piedras de diamante redondas (H001 012/ Horico, Ringles & CO GmbH & CIE, Berlin, Germany) utilizadas a baja velocidad, controlando mediante el uso de un estereomicroscopio con un aumento de 10x (AO42A Stereoscopic Microscope/American Optical-Reichert, Buffalo, NY. USA) los pequeños nódulos que se podrían presentar en la superficie interna de las coladas.

Por último, se evaluó el ajuste general de las piezas coladas a los



Figura 24: Colada de una probeta confeccionada en dos partes posterior a su limpieza

pilares. Para ello se utilizó silicona por adición de baja densidad (Affinis-light body/Coltène/Whaledent AG, Altstätten, Switzerland).

En aquellos sitios de las paredes axiales donde la silicona se perforaba o bien quedaba extremadamente delgada se generó un alivio mediante el uso de piedras de diamante de forma cónica con extremo redondeado (H198 012/Horico, Ringles & CO GmbH & CIE, Berlin, Germany) y se volvió a controlar hasta que el espesor de la silicona aparecía uniforme.

Las muestras de los grupos I (8) y II (48) fueron fijadas sobre el modelo de trabajo y sometidas a una carga de 3 N mediante una brida con resorte calibrado para, posteriormente, ser mensuradas y analizadas metrológicamente.

Las probetas que conforman el grupo II, luego de ser sometidas a una primera medición, fueron reagrupadas y divididas en tres sub grupos de 16 unidades cada uno teniendo en cuenta la separación entre sus partes constitutivas (0,15 mm; 0,30 mm y 0,45 mm) y luego, cada sub grupo subdividido asimismo en forma aleatoria en dos sub grupos conformados por 8 probetas cada uno (L y S) conformando de esta manera los grupos II AL, II AS, II BL, II BS, II CL y II CS.

La conformación de la distribución de las probetas, en grupos, luego de realizada la primera medición se puede apreciar en la figura N° 25,



Figura 25: Distribución final de las muestras en los distintos grupos

SOLDADURAS

SOLDADURA LÁSER

Las muestras de los tres grupos denominados II L (grupos IIAL, IIBL y IICL) fueron soldadas mediante un equipo láser de impulsos de Nd:Yag de 1024 nm de longitud de onda y 50 Joules de energía de impulso (LaserStar Cobra/BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh Herbst GMBH & Co).

Las superficies a soldar de las probetas de los grupos II L fueron preparadas manteniendo la separación de las partes en el área central de la superficie a soldar, pero en la periferia se generó un bisel para facilitar el acceso del hilo de alambre utilizado como aporte, y luego fueron chorreadas con óxido de aluminio de 110 μm (Korox 110/BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh Herbst GMBH & Co) a los efectos de crear una superficie opaca para disminuir la reflexión del haz del láser durante la fusión.

Las partes a soldar fueron posicionadas sobre los pilares y fijadas por medio de bridas confeccionadas al efecto, provistas de un resorte calibrado para generar una carga de 3 N.

Para la soldadura de las probetas de los grupos IIL se utilizaron hilos de Ni-Cr para soldadura láser como aporte metálico (Wiroweld NC. Ref.50006/BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh Herbst GMBH & Co).

Los parámetros del equipo láser fueron ajustados de forma que se generara una emisión con un spot de 0,8 mm de diámetro, con una duración de 12,5 milésimas de segundo, utilizando una potencia de 280 Voltios, en una atmósfera de Argón con el objeto de generar un ambiente carente de oxígeno.

Para evitar la generación de tensiones, la secuencia de disparos se realizó en forma de cruz, de forma tal que los impactos del láser se distribuyesen en forma equitativa en todas las caras de la superficie a soldar a razón de uno por vez en cada una de ellas. Durante este proceso, mediante el uso de hilos de alambre de Ni-Cr de 0,25 mm de diámetro, se realizó aporte de material, necesario para lograr una soldadura adecuada. Cada uno de los spot

de soldadura fue finalmente cubierto en un 80% de su superficie por el siguiente disparo.

SOLDADURA POR MEDIO DE SOPLETE A GAS-OXÍGENO

Los especímenes de los tres subgrupos IIS (grupos IIAS, IIBS y IICS) se soldaron utilizando soplete a gas-oxígeno. Estas muestras fueron posicionadas en el modelo maestro y, al igual que las probetas de los subgrupos IIL, fijadas por medio de bridas confeccionadas al efecto, provistas de un resorte calibrado para generar una carga de 3 N.

Luego se confeccionó una llave con resina acrílica autocurable para fijar las partes a soldar (Pattern Resin LS Ref. 335201/GC America Inc., Alsip, IL, USA) las que una vez reunificadas fueron retiradas del modelo de trabajo e investidas en un bloque de revestimiento para soldadura (Bellatherm/BEGO Bremer Goldschlarelei Wilh Herbst GMBH & Co) de 45 mm x 20 mm x 10 mm (Largo x ancho x altura).

Para obtener un tamaño uniforme de los bloques de revestimiento se confeccionó un molde de silicona con las medidas prefijadas.



Figura 26: Molde de silicona confeccionado para obtener un tamaño uniforme de los bloques de revestimiento

Se utilizaron 20 g de polvo de revestimiento, los que fueron mezclados con 4,6 cm³ de agua destilada. El espatulado se realizó en forma manual durante 15 segundos y luego se vertió en el molde de silicona.

La parte interna de las coronas fueron llenadas utilizando un pincel pequeño y luego la pieza a soldar se colocó sobre el revestimiento de modo tal que solo quedasen cubiertos los márgenes de las coronas.

Por debajo de las áreas a soldar, en las probetas, se colocó un hilo de cera de 3,5 mm, en forma transversal para generar una vía de escape a la llama del soplete durante el calentamiento de las superficies a soldar. Este hilo, durante el investido, contribuía a mantener la probeta sin hundirse en el revestimiento en razón de su peso.



Figura 27: Estructuras a ser soldadas con soplete incluidas en revestimiento Bellatherm y con hilo de cera por debajo de las áreas a soldar para generar una vía de escape a la llama del soplete

Luego del fraguado de los bloques de revestimiento, se los llevó a un horno de coladas donde fueron calentados desde temperatura ambiente hasta 600 °C. El calentamiento se realizó con un rango de trepada de la temperatura de 7 °C minuto. Alcanzada la temperatura final, se la mantuvo durante 30 minutos hasta lograr la total eliminación de la resina con que se había fijado la posición de las partes a soldar.

Para soldar las partes se utilizaron varillas de soldadura específicas para esa aleación (Wiron-Lot Ref. 52625/ BEGO Bremer Goldschlagerei Wilh Herbst GMBH & Co).

Durante el procedimiento de soldadura se utilizó un soplete a gas/oxígeno con cabezal de soldadura y fundición (Multiplex/BEGO Bremer Goldschlagerei Wilh Herbst GMBH & Co) con un aditamento para generar llama dardo mediante la utilización de una boquilla con un calibre 1,2 mm (Ref. 13370/BEGO Bremer Goldschlagerei Wilh Herbst GMBH & Co)

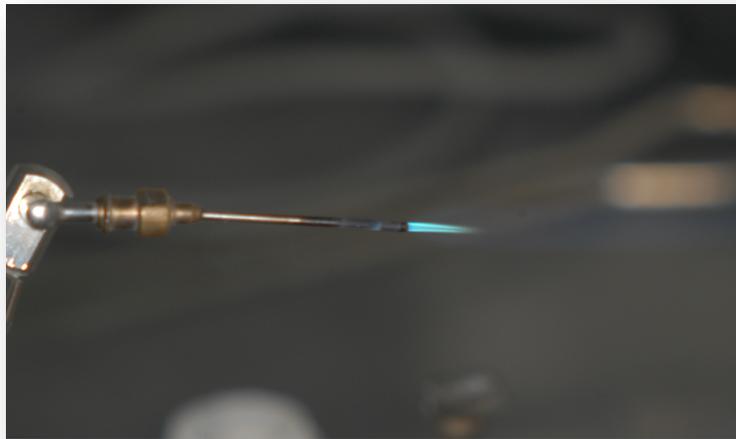


Figura 28: Soplete con cabezal de soldadura y boquilla de 1,2 mm

Una vez calentados los bloques de revestimiento, se los colocó sobre un bloque refractario y sobre las superficies a soldar se aplicó una solución fundente a base de Hidro Fluor Potasio (Fluxsol Ref. 52531/BEGO Bremer



Figura 29: Fundente Fluxsol utilizado

Goldschlagerei Wilh Herbst GMBH & Co), con el objeto de eliminar los productos de la corrosión, como los óxidos y sulfuros presentes como resultado del proceso de colada o cuando los metales se calientan.

La llama del soplete se reguló bajo una presión de O₂ de 1,5 Bar de manera que la zona azul tuviese una longitud de 10-12 mm, y se la orientó hacia la base de revestimiento, con una inclinación de 45° de manera de aumentar su temperatura en forma localizada por debajo de la zona a soldar a la vez que tras chocar contra el revestimiento, al correr por el canal generado

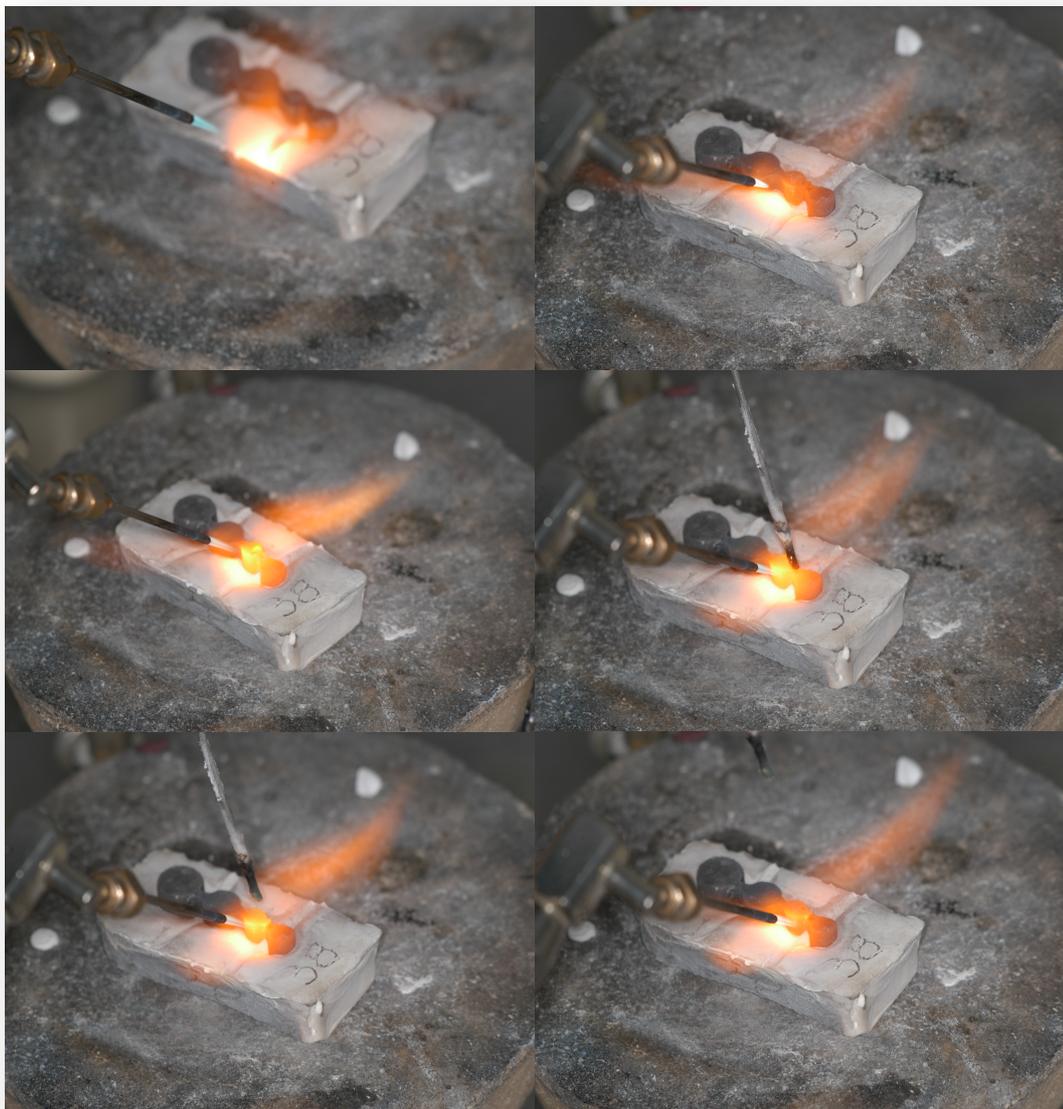


Figura 30: Soldadura mediante soplete a gas/oxígeno

por el hilo de cera, se incrementara la temperatura de las superficies a soldar.

Al alcanzar las áreas a soldar una temperatura adecuada para ser soldadas (color rojo claro) se colocaba el lingote de soldadura sobre la cara oclusal, entre ambas partes y se dirigía la llama sobre ella sin dejar de aplicarla sobre las partes laterales, pincelándolas con suaves movimientos para mantener una mayor temperatura en el área próxima a la base y lograr que, al fundir la soldadura, por capilaridad, escurriera sobre las superficies a soldar.

Una vez soldadas las probetas se las dejó enfriar sobre el bloque de material refractario, hasta temperatura ambiente y luego se las retiró del bloque de revestimiento y convenientemente limpiadas y lavadas mediante chorro de vapor a 5 Bar de presión.

MEDICIONES

Las mediciones se realizaron registrando la distancia vertical entre el borde cavo periférico de la restauración, a nivel del ángulo formado por la pared externa y la pared gingival, y el límite cervical de las preparaciones.

Para establecer el grado de ajuste marginal, la totalidad de las muestras obtenidas fueron fotografiadas en 12 puntos fijos: los dos extremos distales a la brecha (mesial del premolar y distal del molar), tres puntos por el lado que representa a palatino de cada elemento de la muestra (mesio palatino, palatino y disto palatino del premolar y mesio palatino, palatino y disto palatino del molar) y dos puntos por el lado que representa a vestibular de cada uno de los elementos de la muestra (mesio vestibular y disto vestibular del premolar y mesio vestibular y disto vestibular del molar).

Los especímenes del grupo I fueron medidos en una oportunidad.

Los especímenes del grupo II fueron medidos en dos oportunidades. En primera instancia, se midieron sus partes separadas y, posteriormente, una vez realizada la unificación de las piezas mediante soldadura.

Para efectuar las mediciones, las probetas fueron instaladas sobre el modelo maestro y fijadas mediante una brida dotada de un resorte calibrado para generarles una carga constante de 3 N.



Figura 31: Cámara fotográfica utilizada para fotografiar las muestras

Las fotografías se obtuvieron mediante una cámara fotográfica digital con zoom óptico de 4X (Cyber-shot DSC-W110, Sony Corporation, Canada), montada al ocular de un estéreo microscopio con un aumento de 20X (AO42A Stereoscopic Microscope/American Optical-Reichert, Buffalo, NY. USA).

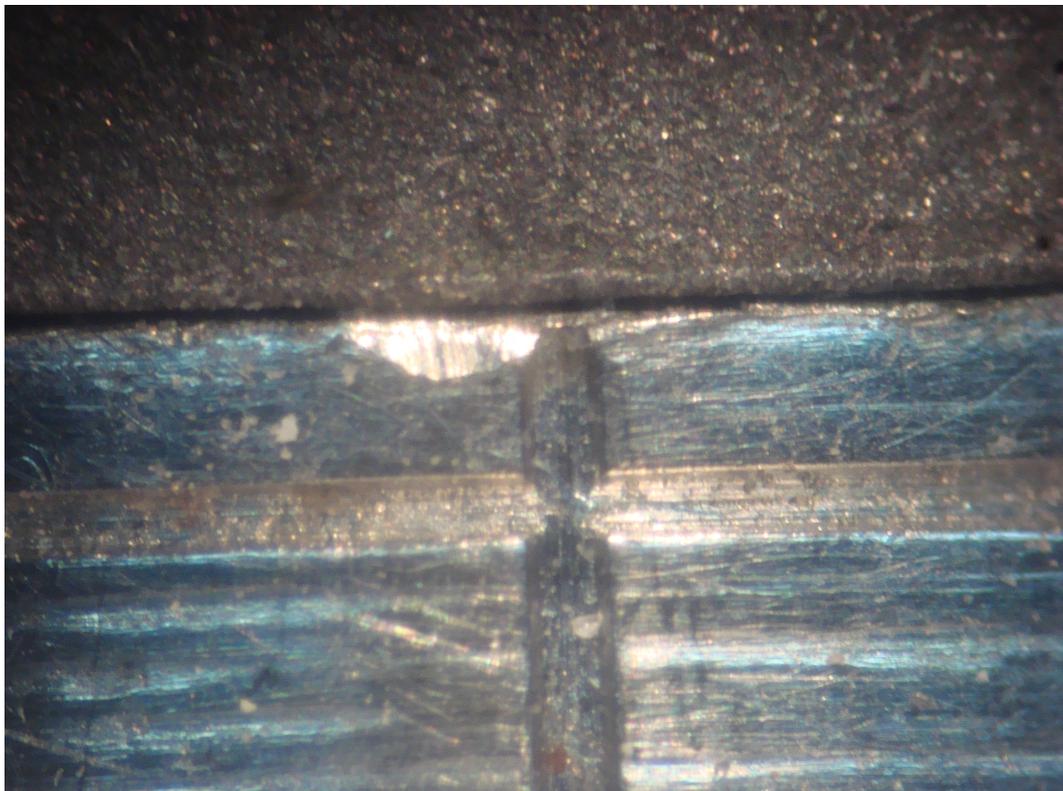


Figura 32: Fotografía de una muestra tomada para su posterior medición

Las imágenes obtenidas, fueron procesadas métricamente mediante el uso del software imagej64 (Imagej 1.44f/Wayne Rasband-National Institutes of Health, USA. <http://rsb.info.nih.gov/ij>) calibrado de forma tal que los píxeles de la imagen fotográfica correspondiente a cada una de las áreas a mensurar se

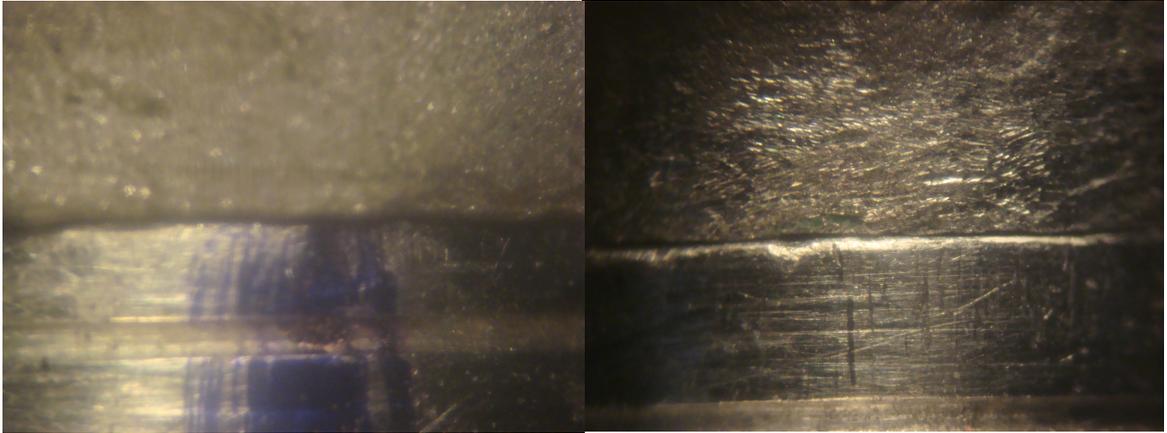


Figura 33: Fotografías tomadas para realizar las mediciones

correspondiera a una distancia en micrómetros.

Esta calibración se realizó utilizando una fotografía de calibración con un valor pre-impreso, conocido, en micrómetros.

Los valores obtenidos en cada caso fueron sometidos a análisis estadístico. Para este proceso se utilizó el software Graphpad InStat.

5) RESULTADOS

Las probetas del Grupo I fueron medidas una sola vez, mientras que las del Grupo II requirieron de dos mediciones, una luego de realizar la colada en piezas separadas y la segunda una vez que ya habían sido soldadas. El promedio de las doce mediciones de cada probeta se expresa en la Tabla 2.

Tabla 2 Promedio de las 12 mediciones de cada muestra

Grupo I	Grupo II	Grupo IIAS	Grupo IIAL	Grupo IIBS	Grupo IIBL	Grupo IIBS	Grupo IIBL
62,23	40,08	45,30	43,36	49,83	42,32	73,02	64,36
54,33	45,42	53,08	49,97	48,91	47,67	58,08	61,92
62,18	54,27	52,15	35,75	54,33	48,33	64,94	63,23
48,33	42,50	43,19	42,88	38,83	53,50	51,96	57,08
47,88	38,67	51,32	54,21	48,50	46,75	57,85	58,20
56,87	38,40	44,40	49,08	56,42	49,93	84,75	62,34
67,33	46,33	47,25	48,32	53,21	54,33	55,75	57,52
64,03	53,67	40,91	45,53	51,03	51,23	60,33	56,18
	36,08						
	44,83						
	31,67						
	52,42						
	42,05						
	43,03						
	47,00						
	48,67						
	47,92						
	54,00						
	39,67						
	35,67						
	38,33						
	45,33						
	43,17						
	39,25						
	36,08						
	40,05						
	37,83						
	43,17						
	46,83						
	50,67						
	42,67						
	53,58						
	49,58						
	42,58						
	44,33						
	40,83						
	44,05						
	46,36						
	48,83						
	48,42						
	47,17						
	45,92						
	39,83						
	49,17						
	37,92						
	50,58						
	42,05						
	47,33						

Las mediciones obtenidas fueron analizadas estadísticamente comparando, primeramente, las muestras del Grupo I, probetas coladas en una sola pieza, con las del Grupo II, probetas coladas de forma separada y que luego iban a ser unidas mediante soldadura.

Para este análisis se usó el test t de Student de datos no apareados. Los resultados se expresan en la Tabla 3 y en la Figura:

Tabla 3 Test T Student de Ajuste Marginal

Parámetro	Grupo I (n=8)	Grupo II (n=48)
Promedio	57,898	44,239
Desviación Standard	7,264	5,413
Error Standard	2,568	0,7813
Mínimo:	47,880	31,670
Máximo:	67,330	54,270
Mediana	59,525	44,190
95% inferior	51,824	42,665
95% Superior	63,971	45,812

Comparación entre el ajuste marginal de las muestras del Grupo I y las del Grupo II. Test T de datos no apareados. ($p < 0,0001$)

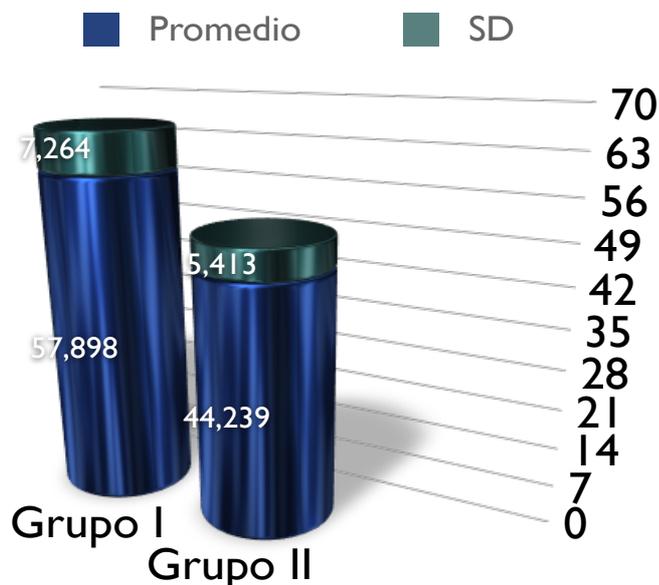


Figura 34: Ajuste marginal de las muestras del Grupo I y el Grupo II

Los resultados de este análisis demuestran que existe una diferencia muy significativa ($p < 0,0001$) entre colar separadamente los elementos de un puente colado de cuatro piezas en aleación a base de Ni-Cr y colarlo en una sola pieza.

Posteriormente, y luego de soldar las probetas del Grupo II con sendas técnicas ya mencionadas, se procedió a comparar las muestras del Grupo I con las de los subgrupos del Grupo II. Se realizó un análisis de varianza (ANOVA) de una vía al que luego se le realizó un post-test de comparaciones múltiples de Tukey-Kramer. Los resultados de este análisis estadístico se expresan en la Tabla 4.

Tabla 4 ANOVA de Ajuste Marginal de las muestras del grupo I y los subgrupos del grupo II y de éstos entre sí

Comparación	Diferencia Promedio	q	Valor de p
Grupo I vs Grupo IIAS	10,697	4,837	* $p < 0,05$
Grupo I vs Grupo IIAL	11,760	5,317	** $p < 0,01$
Grupo I vs Grupo IIBS	7,765	3,511	ns $p > 0,05$
Grupo I vs Grupo IIBL	8,640	3,907	ns $p > 0,05$
Grupo I vs Grupo IICS	-5,438	2,459	ns $p > 0,05$
Grupo I vs Grupo IIICL	-2,206	0,9976	ns $p > 0,05$
Grupo IIAS vs Grupo IIAL	1,063	0,4804	ns $p > 0,05$
Grupo IIAS vs Grupo IIBS	-2,932	1,326	ns $p > 0,05$
Grupo IIAS vs Grupo IIBL	-2,057	0,9303	ns $p > 0,05$
Grupo IIAS vs Grupo IICS	-16,135	7,296	*** $p < 0,0001$
Grupo IIAS vs Grupo IIICL	-12,904	5,835	** $p < 0,01$
Grupo IIAL vs Grupo IIBS	-3,995	1,806	ns $p > 0,05$
Grupo IIAL vs Grupo IIBL	-3,120	1,411	ns $p > 0,05$
Grupo IIAL vs Grupo IICS	-17,198	7,776	*** $p < 0,0001$
Grupo IIAL vs Grupo IIICL	-13,966	6,315	*** $p < 0,0001$
Grupo IIBS vs Grupo IIBL	0,875	0,3956	ns $p > 0,05$
Grupo IIBS vs Grupo IICS	-13,203	5,970	** $p < 0,01$
Grupo IIBS vs Grupo IIICL	-9,971	4,509	* $p < 0,05$
Grupo IIBL vs Grupo IICS	-14,078	6,365	*** $p < 0,0001$
Grupo IIBL vs Grupo IIICL	-10,846	4,904	* $p < 0,05$
Grupo IICS vs Grupo IIICL	3,231	1,461	ns $p > 0,05$

Comparación entre el ajuste marginal de las muestras del Grupo I y las de los subgrupos del Grupo II. ANOVA con Post-test de comparaciones múltiples de Tukey-Kramer. Si el valor de q es mayor a 4,355 entonces el valor de p es menor a 0,05

Como resultado de este análisis podemos observar que existen diferencias significativas entre el ajuste marginal de un puente colado en una sola pieza o en dos partes y luego soldado, ya sea por medio de láser o de un soplete a gas-oxígeno, siempre que la distancia entre las partes sea de 0,15 mm. Si esta soldadura fue realizada mediante láser, la significancia fue de $p < 0,01$, mientras que si fue realizada mediante soplete, fue de $p < 0,05$.

Tabla 5 Comparación entre el Ajuste Marginal de las muestras coladas en 1 sola pieza y las coladas con una separación de 0,15 mm y después soldadas mediante láser (Grupo IIAL) o soplete (Grupo IIAS)

	Grupo IIAS	Grupo IIAL
Grupo I	$p < 0,05$	$p < 0,01$

No hubo diferencias estadísticamente significativas entre las muestras coladas en una sola pieza y aquellas coladas en dos piezas y luego soldadas con sendas técnicas si la distancia entre las partes a soldar era de 0,30 mm o de 0,45 mm.

Tabla 6 Comparación entre el Ajuste Marginal de las muestras coladas en 1 sola pieza y las coladas con una separación de 0,30 mm y 0,45 mm y después soldadas mediante láser o soplete

	Grupo IIBS	Grupo IIBL	Grupo IICS	Grupo IICL
Grupo I	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$

Por otra parte, si analizamos la comparación entre los grupos soldados con láser y aquellos soldados con soplete, no se observan diferencias estadísticamente significativas para distancias equivalentes entre las partes.

Sin embargo, si comparamos las muestras según la separación entre sus partes, encontramos diferencias entre los grupos con separación de 0,15 mm y 0,30 mm con los de 0,45 mm, cualquiera sea la técnica elegida para soldarlos.

No hubo diferencias significativas entre los grupos con separación de 0,15 mm y aquellos con 0,30 mm de separación, cualquiera sea la técnica utilizada para unirlos. Sin embargo, los resultados de los grupos con 0,15 mm de separación fueron mejores que los que tenían 0,30 mm de brecha.

Tabla 7 Comparación entre el Ajuste Marginal de las muestras coladas en dos tramos y después soldadas mediante láser o soplete

	Grupo IIAL	Grupo IIBL	Grupo IICL	Grupo IIAS	Grupo IIBS
Grupo IIAS	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p < 0,01$		$p > 0,05$
Grupo IIBS	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p < 0,05$	$p > 0,05$	
Grupo IICS	$p < 0,0001$	$p < 0,0001$	$p > 0,05$	$p < 0,0001$	$p < 0,01$
Grupo IIAL			$p < 0,0001$		
Grupo IIBL	$p > 0,05$		$p < 0,0001$		

Comparación entre el ajuste de los distintos subgrupos del Grupo II

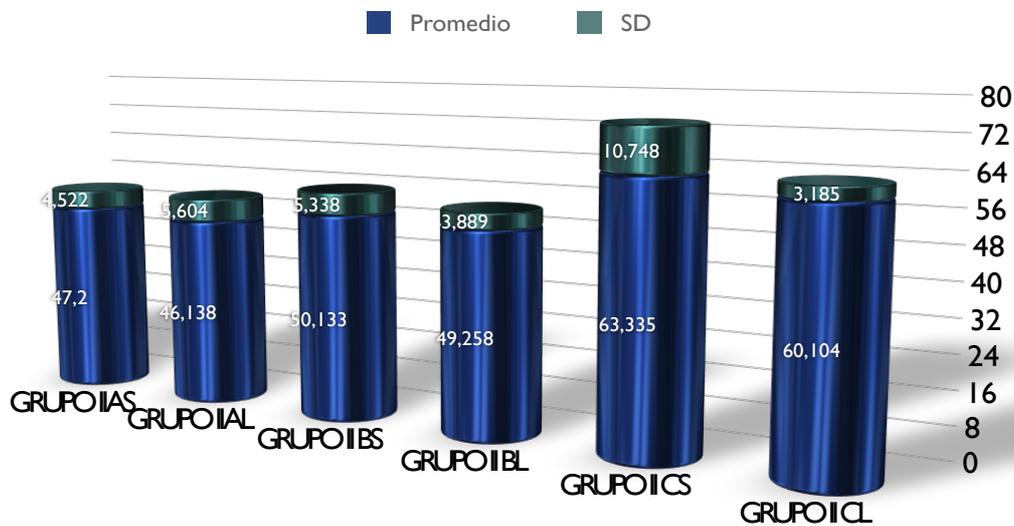


Figura 35: Comparación entre los subgrupos del Grupo II

6) DISCUSION

El ajuste marginal de las restauraciones protéticas coronarias y parciales fijas es crucial cuando se quiere evaluar su éxito y por lo tanto su longevidad.

En la elaboración del presente trabajo en el que se evaluaron variables conducentes a lograr el menor desajuste marginal posible de las restauraciones protéticas parciales fijas se excluyeron factores que pudieran afectar en forma negativa, los resultados obtenidos.

Durante la elaboración de los patrones de colada se utilizó un sistema de obleas plásticas para generar una superficie interna de las coladas carente de irregularidades; además se realizó el ajuste de los márgenes utilizando un tipo de cera sin memoria para evitar la contracción volumétrica del patrón por los cambios térmicos que se generan durante su elaboración²⁴.

El revestimiento utilizado para el investido de las piezas a colar se empleó siguiendo las instrucciones del fabricante. La selección de la forma y tamaño del aro conformador del cilindro de colada y el uso de la técnica “ringless” se realizó teniendo en cuenta la incidencia que pudieran tener en la obtención de una pieza colada lo más exacta posible^{35,36}.

Durante el proceso de colada se controlaron parámetros relativos al calentamiento de los cilindros de colada, siguiendo instrucciones del fabricante, mediante la utilización de un horno controlado por medio de un procesador electrónico al igual que en lo referente a la utilización de inducción eléctrica como fuente generadora de energía para realizar la fusión de la aleación a colar.

Las piezas a soldar fueron ajustadas al modelo mediante una brida con un resorte calibrado para asegurar una presión constante sobre las partes a soldar, en el caso de utilizar soldadura por tecnología láser o bien para ser fijadas mediante una llave de resina para su posterior inclusión en un revestimiento formulado especialmente para ser utilizado para soldaduras mediante soplete.

Se analizaron deferencias entre estructuras coladas en una sola pieza y estructuras coladas en dos partes y luego soldadas mediante tecnología láser y mediante soplete a gas/oxígeno y finalmente se evaluó la incidencia que sobre el ajuste de estructuras soldadas podría tener la longitud de la distancia entre las partes a soldar.

En 1964 Fusayama⁵ realiza una comparación entre el ajuste de estructuras de puente de cuatro elementos coladas en pieza única o separadas y luego soldadas utilizando diversas técnicas.

Realizó tres variaciones de soldaduras. En un grupo se soldó entre las anclas y los púnticos y entre los púnticos entre sí, realizándose de esta forma tres soldaduras. En un segundo grupo, los púnticos estaban unidos y se soldaron a las anclas, conformando dos soldaduras. En el tercer grupo, la única separación estaba entre los púnticos por lo que se realizó una sola soldadura.

El resultado de este estudio fue que las piezas coladas en una sola pieza asentaron más completamente que las que fueron soldadas y que las piezas que presentaban un solo punto de soldadura ajustaron mejor que las que presentaron dos o tres.

Las muestras soldadas presentaron una contracción lineal en sentido mesio distal mientras que las realizadas en una sola pieza evidenciaron un ligero sobredimensionamiento en el mismo sentido.

Para la realización de este trabajo, el autor utilizó una aleación a base de cobre ya que, señala, tiene una contracción de colada similar a la de las aleaciones de oro tipo III. Por otra parte, las muestras a ser soldadas fueron retiradas del modelo maestro de acero inoxidable mediante una impresión con hidrocólido irreversible. Estas dos últimas observaciones fueron lo más criticable de este trabajo.

En el presente trabajo, las probetas confeccionadas en dos tramos para luego ser soldadas presentaron mejor ajuste que las realizadas en una sola pieza, lo que coincidió con estudios realizados por otros autores. La aleación utilizada por Fusayama y el uso de hidrocólido irreversible para retirar las muestras del modelo maestro, pueden haber sido los causales de la diferencia en los resultados obtenidos.

Schiffleger et al⁵⁸ analizaron el ajuste de coladas de estructuras de múltiples unidades confeccionadas en una sola pieza. Realizaron estructuras de 3, 4 y 5 elementos. Luego de obtenidas en cera, las estructuras fueron investidas en un aro metálico cilíndrico usando un recubrimiento resiliente de asbesto. Las coladas se realizaron con una aleación de oro-paladio mediante un soplete a gas y oxígeno.

Primeramente se obtuvieron las muestras en una sola pieza y, luego de ser medidas, fueron separadas para posteriormente volver a ser medidas. El ajuste, una vez cortadas, fue aproximadamente un 50% mejor que cuando estaban unidas. A medida que se incrementaba la cantidad de elementos a la estructura, mayor era la discrepancia vertical. A su vez, esta discrepancia vertical era mayor por mesial del primer elemento y por distal del último elemento de la estructura, lo que indica que la falla se debió a un fenómeno de deformación.

También, en este estudio, realizaron mediciones de la discrepancia horizontal de la estructura, medida antes y después de ser colada. Los datos revelaron que hubo contracción en sentido mesio-distal y aumento en la longitud vestibulo-lingual. Esto, probablemente, se debió a que usaron aros cilíndricos y podría haberse visto reducido si usaban aros ovales, como reconocieron los autores en su propio trabajo.

Los hallazgos de la presente investigación coincidieron con los obtenidos por Schiffleger aunque la mejora en el ajuste no fue tan elevada como el 50% que él reporta sino que apenas superó el 30%. Sin embargo, él no realizó muestras divididas sino que cortó las probetas realizadas en una sola pieza y consideró a éstas como realizadas en dos secciones.

Huling y Clark⁵⁶ realizaron un trabajo en el que analizaron la distorsión relativa en estructuras a puente de tres elementos colados en una sola pieza o separados y luego unidos con soldadura tradicional o con láser.

A partir de impresiones de un modelo maestro, tomadas mediante hidrocoloide reversible, confeccionaron quince réplicas en yeso.

El encerado de las probetas fue realizado por llenado de una matriz de silicona y las coladas se hicieron en aleaciones a base de oro.

Los hallazgos de estos autores mostraron mejores resultados en el grupo de las piezas soldadas con láser, y los peores registros se dieron en las piezas soldadas en forma convencional.

En el presente trabajo, si bien se obtuvieron mejores resultados utilizando soldadura láser, la diferencia con la soldadura convencional de soplete a gas y oxígeno no fue estadísticamente significativa, en la medida que la separación de las partes sea equivalente.

Es necesario aclarar que estos autores no informaron la distancia que había entre las partes en que estaban divididas las muestras, sino que expresaron que dicha distancia era “la menor posible”.

En el presente estudio, las piezas soldadas con sendas metodologías dieron mejores resultados que aquellas confeccionadas en una sola pieza. Esto coincidió con los hallazgos de Huling y Clark en cuanto al uso del láser, pero difirió en la soldadura tradicional, ya que ellos lograron mejor ajuste colando las muestras en una sola pieza que colándolas en forma separada y soldándolas luego con soplete.

Debemos recordar que dichos investigadores realizaron su experimentación en una estructura de 3 elementos, mientras que en el presente trabajo se hicieron en una de cuatro elementos, y como ya fue demostrado^{52,58}, una mayor longitud del tramo de puente, resulta en una mayor distorsión.

Estos autores tampoco informaron la cantidad de expansión lograda con el revestimiento, tanto del utilizado para realizar la colada como de aquel usado para fijar las partes para ser soldadas con el soplete.

Cabe destacar, también, que ellos utilizaron aleaciones nobles mientras que en el presente trabajo se empleó una aleación no noble.

Ziebert et al⁵² compararon la precisión de estructuras para puentes de tres, cuatro y cinco elementos coladas en aleación a base de oro en una sola pieza o en dos y luego soldadas mediante soplete a gas y oxígeno. Dichas soldaduras se realizaron antes y después de cinco ciclos térmicos que simulaban la cocción de porcelana.

Reportaron mejores resultados en los grupos de cuatro y cinco elementos soldados que en los grupos colados en una sola pieza aunque no registraron diferencias significativas entre los grupos de tres elementos, ya sea colados en una sola pieza o en dos y luego soldados. Tampoco hubo diferencias significativas entre los grupos soldados antes y aquellos soldados después de los ciclos térmicos.

Informaron contracción en sentido mesiodistal de las piezas soldadas en relación a sus dimensiones previas al soldado. Además, las discrepancias marginales fueron mayores en los extremos alejados a las brechas, mesial del primer elemento y distal del segundo, lo que coincidió con los resultados de la presente investigación y con los de otros autores ya mencionados⁵⁸.

A pesar de haber usado aleaciones diferentes, sus hallazgos coincidieron absolutamente con los del presente trabajo de tesis cuando se compararon estructuras de cuatro elementos. La presente experimentación, a diferencia de la de Ziebert, no incluía tramos de menos ni de más de cuatro elementos ni se sometieron a las muestras a los ciclos térmicos.

Sarfati y Harter⁵⁴ compararon el ajuste de prótesis parciales fijas confeccionadas en una aleación noble de 4 elementos realizadas en una sola pieza con respecto al obtenido al confeccionar el puente en dos partes y luego soldándolos de forma tradicional con soplete a gas y oxígeno.

La distancia entre las partes a soldar fue de 0,35 mm. El investido de los patrones se realizó utilizando un aro metálico cilíndrico con una capa de recubrimiento resiliente de asbesto. Las muestras se obtuvieron a partir de un duplicado del modelo maestro aunque las mediciones se realizaron en dicho modelo maestro.

Los resultados obtenidos por ellos mostraron mejor ajuste en las muestras coladas en una sola pieza con respecto a las piezas coladas en dos tramos y luego soldadas. Basan la diferencia en sus resultados con respecto al resto de la literatura en el uso de un modelo con un tallado anatómico en comparación con los modelos cilindro-cónicos usados por la mayoría de los otros estudios y también empleado en el actual trabajo, cuyos resultados, al

igual que los de la mayoría de los otros autores, tampoco coincidieron con los de Sarfati y Harter.

Gegauff et al³ publicaron un estudio en el que analizaron el ajuste de estructuras para prótesis parciales fijas a puente de cuatro elementos, confeccionadas en una sola pieza.

Esas estructuras fueron luego divididas y en ese estado se las midió nuevamente. Posteriormente se las soldó mediante soplete y se realizaron nuevas mediciones que sirvieron para comparar con los valores obtenidos en las coladas realizadas en una sola pieza.

Para realizar las coladas se utilizaron dos tipos de aleaciones: una con contenido mayoritario de oro, caracterizada por la ADA como de tipo III; y la otra de oro con paladio para cerámica.

Las piezas a soldar fueron fijadas también utilizando dos tipos distintos de revestimientos; la que iba a ser colada con aleación de oro con paladio, con revestimiento ligado con fosfato; mientras que la que sería colada mediante aleación de tipo III con revestimiento a base de yeso.

Al igual que en la presente investigación, encontraron mejores resultados con el grupo de las piezas que habían sido coladas en forma dividida y luego soldadas en relación a las estructuras coladas en una sola pieza.

Costa et al⁸⁹ estudiaron la distorsión lineal de estructuras de prótesis sobre implantes confeccionadas en oro, coladas en una sola pieza y coladas en secciones, seguidas de soldadura láser o soldadura convencional en un modelo de mandíbula edéntula con cinco pilares paralelos.

Si bien estos autores utilizaron aleaciones nobles y su estudio fue sobre estructuras para implantes, reportaron mejores resultados en el grupo de las muestras unidas por láser, seguidas de las que fueron unidas mediante soldadura con soplete a gas y oxígeno y por último aquellas que habían sido coladas en una sola pieza. En el presente trabajo, la diferencia entre estos métodos no fue estadísticamente significativa.

Varias investigaciones^{68,59,70,60} analizan la relación entre la distancia de las partes a soldar y la resistencia traccional de las uniones así como su

porosidad o estructura; pero no ha sido posible hallar en la literatura estudios que relacionen la distancia entre las partes a soldar con el ajuste marginal de las anclas.

Stackhouse⁶⁷ comparó el cambio de posición de coronas después de ser soldadas sufriendo tres variables: distancia del espacio entre las partes a soldar (0 ó 0,13 mm), dirección de la llama (oblicua o vertical) y simetría del revestimiento (cantidad pareja o despareja de revestimiento que recubre, por vestibular y lingual, las piezas a soldar)

Halló menos movimiento de las piezas soldadas cuando el espacio entre ellas, previo a la soldadura, era de 0,13 mm, en comparación a aquellas que estaban en contacto.

En la presente investigación no hubo muestras cuyas partes a soldar estuvieran en contacto, ya que, la literatura coincide en una separación de al menos 0,05 mm^{1,68,59,69,70}.

Willis y Nicholls⁶⁹ en su investigación compararon la distorsión en estructuras realizadas en aleación noble que, previo a ser soldadas de forma tradicional, se encontraban con una separación entre las partes de 0,15 mm; 0,30 mm; 0,45 mm y en contacto entre ellas, constituyendo el trabajo de investigación que más se aproximó a lo que se quiso experimentar en el presente trabajo.

Estos autores encontraron significativamente mayor distorsión en las muestras con una separación entre las partes de 0,30 mm y de 0,45 mm con respecto a las que estaban en contacto y a las que se encontraban con una separación de 0,15 mm.

En el presente ensayo, las muestras con separación de 0,15 mm tuvieron un ajuste estadísticamente significativo mejor que las que tenían una separación de 0,30 mm ó 0,45 mm, con cualquiera de sendas técnicas utilizadas para soldarlas.

Este mejor ajuste en las unidades con 0,15 mm de separación, parece asociarse a la menor distorsión encontrada en su investigación por Willis y Nicholls para la misma distancia.

Sin embargo, en el presente trabajo no se incluyeron muestras confeccionadas en dos tramos con contacto entre las partes y, además, se usó aleación no noble en contraposición a la aleación noble de tipo III usada por Willis y Nicholls.

7) CONCLUSIONES

A partir de un modelo maestro se confeccionaron 56 muestras en aleación de Níquel-Cromo que representaban a estructuras de prótesis parcial fija a puente de cuatro elementos. Ocho de ellas fueron realizadas en una sola pieza mientras que las 48 restantes se hicieron en dos tramos para posteriormente ser soldadas, la mitad mediante soplete a gas y oxígeno y la otra mitad mediante soldadora láser. A su vez, dichas muestras fueron divididas, según la distancia entre las partes a soldar, en grupos con distancias de 0,15 mm, otros de 0,30 mm y los últimos de 0,45 mm.

Los materiales y métodos fueron controlados para un ajuste óptimo de los retenedores individuales. Se midió el ajuste de las coladas realizadas en una sola pieza y el de las confeccionadas en dos tramos. A estas últimas se las soldó con sendas técnicas y se las volvió a medir. Posteriormente se realizó el análisis estadístico y, dentro de las limitaciones de este estudio, se extrajeron las siguientes conclusiones:

1. El empleo de estructuras coladas en dos partes y luego soldadas con soldaduras láser y con soplete a gas/oxígeno permiten tener mejor ajuste que aquellas coladas en una sola pieza siempre que la distancia entre las partes a soldar sea mínima (0,15mm). En tanto que no ofrece ventajas si la distancia entre las partes es de 0,30 mm – 0,45 mm. Esto determina la confirmación de la hipótesis formulada según la cual la utilización de estructuras divididas y luego soldadas producen mejor ajuste que aquellas coladas en una sola pieza, siempre que las partes tengan una mínima separación entre sí.
2. El ajuste marginal de estructuras para prótesis fija coladas en dos partes y soldadas utilizando soplete a gas/oxígeno, depende del grado de separación entre las partes y es mejor cuando la distancia es menor, lo cual confirma la hipótesis formulada.
3. La confección de estructuras para prótesis parcial fija coladas en dos piezas y luego soldadas utilizando tecnología láser ofrece ventajas

respecto a realizar estructuras coladas en una sola pieza lo cual confirma la hipótesis formulada. De igual forma se pueden obtener mejores resultados si se realiza la colada en dos partes y se la suelda mediante soplete a gas/oxígeno que si se la suelda en una sola pieza.

4. El ajuste marginal de estructuras para prótesis parcial fija, coladas en dos piezas y luego soldadas utilizando tecnología láser, cualquiera sea la distancia entre las partes a unir no ofrece ventajas significativas respecto a aquellas soldadas con soplete a gas/ oxígeno con lo cual se rechaza la hipótesis formulada en tal sentido.
5. El ajuste marginal de estructuras de prótesis parcial fija soldadas con tecnología láser o con soplete a gas/oxígeno, cuando la separación entre las partes es reducida, no ofrece diferencias significativas lo cual confirma la hipótesis de trabajo formulada en este sentido.

INFRAESTRUCTURA

Los patrones de cera, investidos, coladas, soldaduras y metrología dimensional se realizaron en instalaciones de Fundación Independencia, Córdoba, Argentina.

La elaboración del modelo maestro se llevó a cabo siguiendo planos desarrollados por CEMCOR – CIMM, Centro regional Córdoba del sistema INTI (Instituto Nacional de tecnología Industrial), Córdoba, Argentina.

8) BIBLIOGRAFÍA

1. Shillingburg H, Hobo S, Whitset L, Jacobi R, Brackett S. Fundamentos esenciales en prótesis fija. 3rd ed. Barcelona: Editorial Quintessence SL; 2000.
2. Asgar K. Casting metals in dentistry: past - present - future. Adv Dent Res. 1988 Aug; 2(1):33-43.
3. Gegauff A, Rosenstiel S. The seating of one-piece and soldered fixed partial dentures. J Prosthet Dent. 1989;62:292-297.
4. Simpson R, Richmond V. Failures in crown and bridge prosthodontics. J Am Dent Assoc. 1953; 47:154-159.
5. Fusayama T. Factors and technique of precision casting. Part II. J Prosthet Dent. 1959;9(3).
6. Holmes J, Bayne S, Holland G, Sulik W. Considerations in measurement of marginal fit. J Prosthet Dent. 1989; 62:405-408.
7. Limkangwalmongkol P, Chiche G, MB. Precision fit of two margins designs for metal ceramic crowns. J Prosthodont. 2007;16:233-237.
8. Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new láser melting technology. Dent Mater. 2008 Oct; 24(10):1311-1315.
9. Bindl A, Mörmann W. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. J Oral Rehabil. 2005 Jun; 32(6): 441-447.
10. Beschmidt S, Strub J. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. J Oral Rehabil. 1999 Jul; 26(7):582-593.
11. Gardner M. Margins of complete crowns-Literature review. J Prosthet Dent. 1982;48(4):396-400.
12. Sulaiman F, Chai J, Jameson L, Wozniak W. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. Int J Prosthodont. 1997 Sept-Oct;10(4):478-484.
13. Conrad H, Seong W, Pesun I. Current ceramic materials and systems with clinical recommendation: A systematic review. J Prosthet Dent. 2007; 98: 389-404.
14. Balkaya M, Cinar A, Pamuk S. Influenc of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 2005; 93:346-355.
15. Yeo I, Yang J, Lee J. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 2003;90:459-464.
16. Mitchell C, Pintado M, Douglas W. Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. J Prosthet Dent. 2001; 85:575-584.
17. McLean J, von Fraunhofer J. The estimation of cement film thickness by an

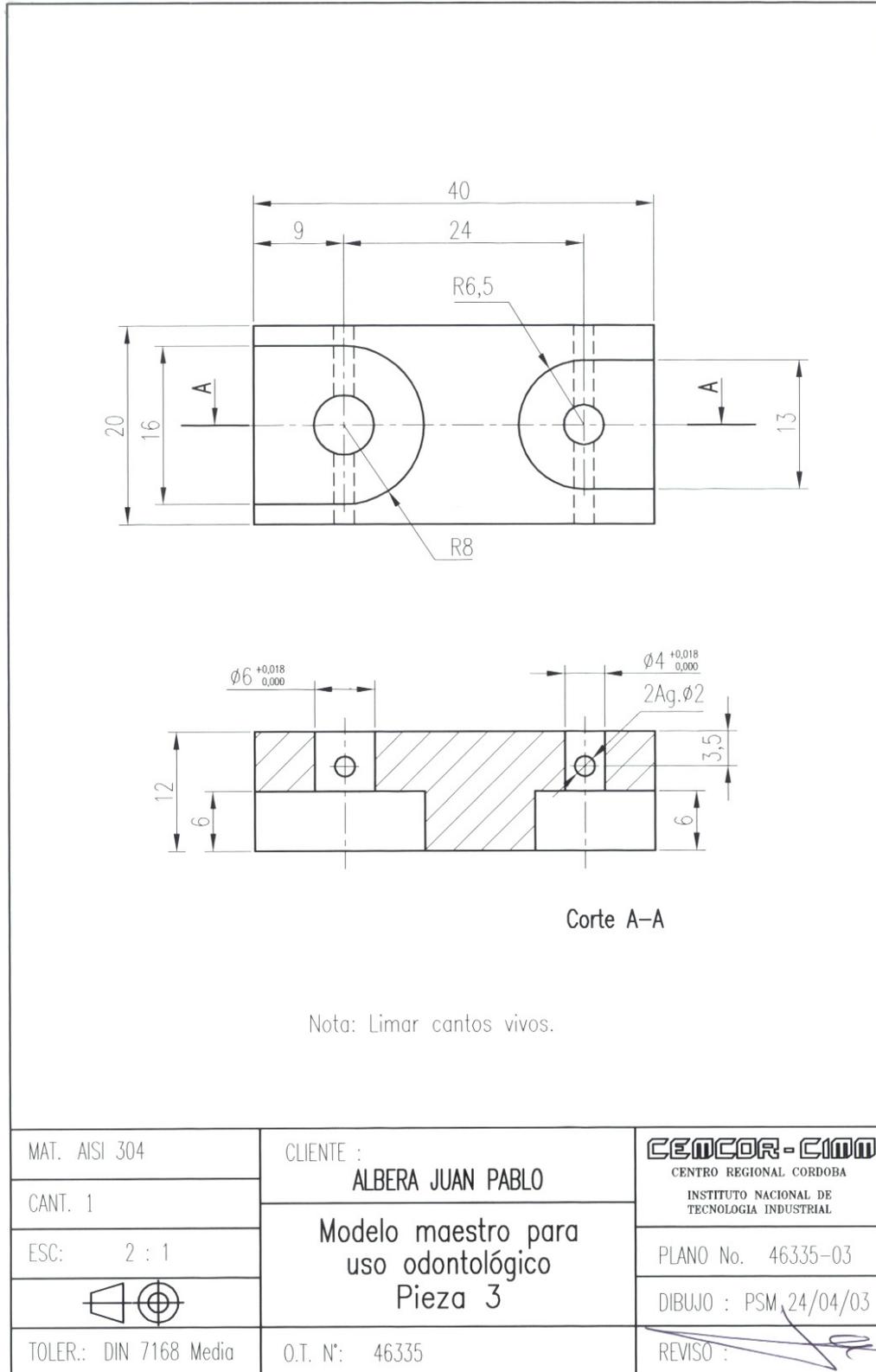
- in vivo technique. Br Dent J. 1971;131:107-111.
18. Kappe R, Teschner H, Schmitt J. Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. Eur J Oral Sci. 2008;116:579-584.
 19. Beuer F, Neumeier P, Naumann M. Marginal fit of 14 unit zirconia fixed dental prosthesis retainers. J Oral Rehabil. 2009; 36:142-149.
 20. Tylman S, Malone W. Tylman's theory and practice of fixed prosthodontics. 7th ed. St. Lois: The CV Mosby Co.; 1978.
 21. Johnston J, Phillipd R, Dykema R. Modern practice in crown and bridge prosthodontics. 3rd ed. Philadelphia: WB Saunders Co; 1971.
 22. Gavelis J, Morency J, Riley E, Sozio R. The effect of various finish lines preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. J Prosthet Dent. 1981;45:138.
 23. El-Ebrashi M, Craig R, Peyton F. Experimental stress analysis of dental restorations. Part III. The concept of the geometry of proximal margins. J Prosthet Dent. 1969; 22(3):333-45.
 24. Diwan R, Talic Y, Omar N, Sadig W. Pattern wax and inaccuracies in fixed and removable partial denture castings. J Prosthet Dent. 1997 May;77(5): 553-5.
 25. Davis D, Nguyen J, Waters J. The relationship between the fit of MOD inlays and the storage time and conditions of investing. Int J Prosthodont. 1991;4:477-81.
 26. Craig R, O'Brien W, Powers L. Dental materials, properties and manipulation. 6th ed. St. Louis: CV Mosby; 1996.
 27. Phillips R. Skinner's science of dental materials. 8th ed. Philadelphia: W.B. Saunders Co; 1982.
 28. Hollenback G. Science and technique of the cast restoration. 1st ed. St. Louis: The C.V. Mosby Co; 1964.
 29. Gourley J. Current status of semi-precious and conventional gold alloys in restorative dentistry. J Can Dent Assoc. 1975;41:453-5.
 30. Mahler D, Ady A. An explanation for the hygroscopic expansion of dental gypsum products. J Dent Res. 1960;39:578-89.
 31. Eissmann H, Rudd K, Morrow R. Dental laboratory procedures. Fixed partial dentures St. Louis: The C.V. Mosby Co;1980.
 32. Priests G, Horner J. Fibrous ceramic aluminum silicate as an alternative to asbestos liners. J Prosthet Dent. 1980;44:51-56.
 33. Davis D. Potential health hazards of ceramic ring lining material. J Prosthet Dent. 1987;57(3):362-369.
 34. Lombardas P, Carburaru A, McAlamey M, Toothaker R. Dimensional accuracy of castings produced with ringless and metal ring investment systems. J Prosthet Dent. 2000 Jul;84(1):27-31.
 35. Yadav R. Marginal Accuracy of Castings Produced with Different Investment Systems. MJAFI. 2009;65:146-149.
 36. Saas F, Eames W. Fit of unit-cast fixed partial dentures related to casting ring size and shape. J Prosthet Dent. 1980;43(2):163-167.

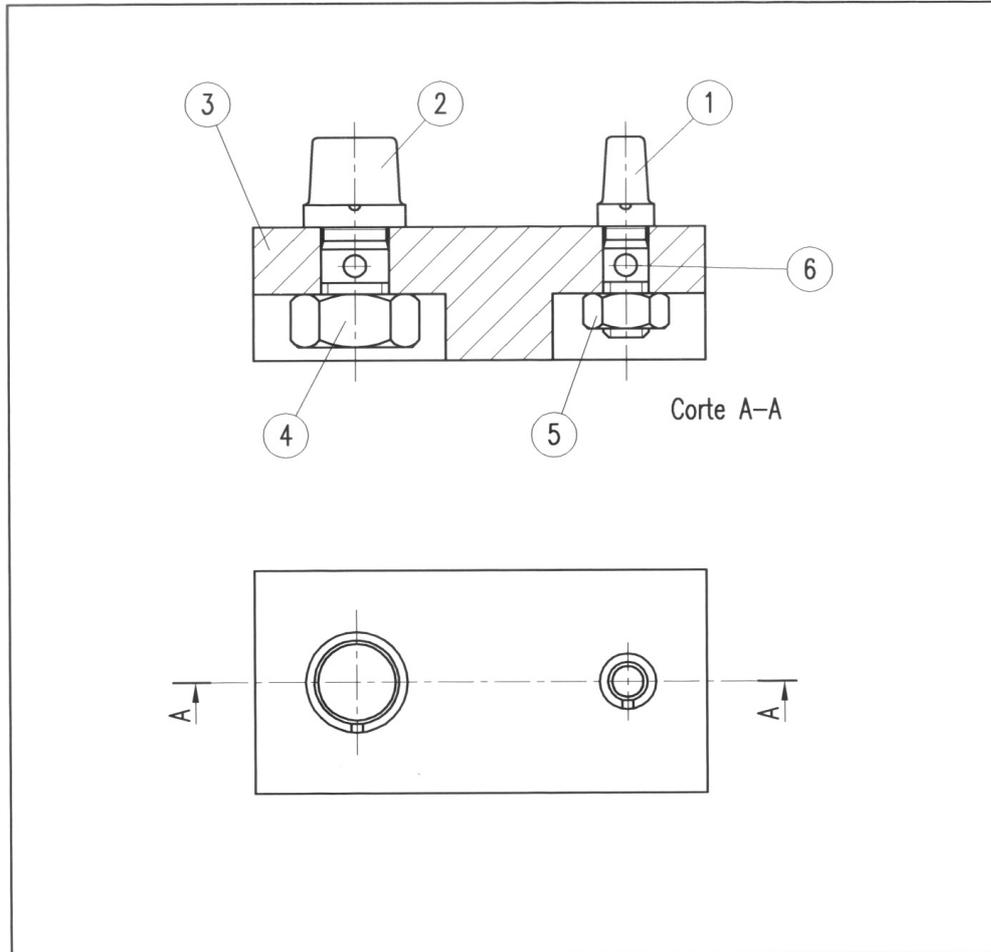
37. Wataha J. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent.* 2002; 87(4):351-363.
38. Moffa J, Lugassy A, Guckes A, Gettleman L. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part 1. Physical properties. *J Prosthet Dent.* 1973;30:424-431.
39. Anusavice K. Phillips. *Ciencia de los materiales dentales.* 11th ed.: Editorial Elsevier; 2004.
40. Leinfelder K. An evaluation of casting alloys used for restorative procedures. *J Am Dent Assoc.* 1997;128:37-45.
41. Covington J, McBride M, Slagle W, Disney A. Beryllium localization in base metal dental casting alloys. *J Biomed Mater Res.* 1985;19:747-750.
42. Perez A, Jackson M. Given the recent controversy concerning beryllium, what should be our concerns or not be our concerns as dental lab managers? *J Dent Technol.* 2000;17(5):28-29.
43. Vilaplana J, Romaguera C, Grimalt F. Occupational and nonoccupational allergic contact dermatitis from beryllium. *Contact Dermatitis.* 1992;26(5):295-298.
44. Kuschner M. The carcinogenicity of beryllium. *Environ Health Perspect.* 1981;40:101-105.
45. Fodor I. Histogenesis of beryllium-induced bone tumours. *Acta Morphol Acad Sci Hung.* 1997;25:99-105.
46. ADA Council on scientific affairs. Proper use of beryllium-containing alloys. *J Am Dent Assoc.* 2003;134(4):476-478.
47. Blustein R, Depaul B, Barnhart R, Green K. A reliable technique of post soldering non precious ceramic units. *J Prosthet Dent.* 1976;36(1):112-114.
48. Kono A, Fusayama T. Casting shrinkage of one piece cast fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1969;22(1):73-83.
49. Apotheker H, Nishimura ISC. Laser welded vs soldered non precious alloys dental bridges: a comparative study. *Lasers Surg Med.* 1984;4(2):207-213.
50. Gebelein M, Richter G, Range U, Reitemeir B. Dimensional changes of one-piece frameworks cast from titanium, base metal or noble metal alloys and supported on telescopic crowns. *J Prosthet Dent.* 2003;89:193-200.
51. Byrne G, Laub L, Hu J, Land M. The fit of fixed partial dentures joined by infrared soldering. *J Prosthet Dent.* 1992;68:591-596.
52. Ziebert G, Hurtado A, Glapa C, Schiffleger B. Accuracy of one-piece castings pre-ceramic and post-ceramic soldering. *J Prosthet Dent.* 1986;55:312-317.
53. Calesini G, Bruschi G, Scipioni A, Micarelli C, Di Felice A. One-piece castings in fixed prosthodontics: A study of marginal adaptation using computerized SEM images. *Int J Prosthodont.* 2000;13:275-281.
54. Sarfati E, Harter J. Comparative accuracy of fixed partial dentures made as one-piece castings or joined by solder. *Int J Prosthodont.* 1992;5(4):377-383.
55. Bruce R. Evaluation of multiple unit castings for fixed partial dentures. *J*

- Prosthet Dent. 1964;14:939-943.
56. Huling J, Clark R. Comparative distortion in three-unit fixed prostheses joined by laser welding, conventional soldering or casting in one piece. J Prosthet Dent. 1977; 56: 128-134.
 57. Garlapo D, Lee SH, Choung C, SE S. Spatial changes occurring in fixed partial dentures made as one-piece castings. J Prosthet Dent. 1983;49:781-785.
 58. Schiffleger B, Ziebert G, Dhuru V, Brantley W, Sigaroudi K. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. J Prosthet Dent. 1985;54(5):770-776.
 59. Ryge G. Dental soldering procedures. Dent Clin North Am. 1958 Nov:747-757.
 60. Rasmussen E, Goodkind R, Gerberich W. An investigation of tensile strength of dental solder joints. J Prosthet Dent. 1979 April;41(4):418-423.
 61. Marengo H. Propiedades mecánicas de soldaduras realizadas con equipamiento laser versus técnica convencional del soplete [Tesis Doctoral]. Córdoba: Universidad Nacional de Córdoba; 2010.
 62. Lee S, Lin C, Wang M, Tseng H, Huang H, Dong D, et al. Effect of temperature and flux concentration on soldering of base metal. J Oral Rehabil. 2000 Dec;27(12):1047-1053.
 63. Meyer F. The elimination of distortion during soldering. J Prosthet Dent. 1959;9:441.
 64. Skinner E, Phillips R. Science of dental materials. 5th ed. Philadelphia: W.B. Saunders Co; 1960.
 65. Stade E, Reisbick M, Preston J. Pre-ceramic and post-ceramic solder joints. J Prosthet Dent. 1975; 34(5): 527-532.
 66. Hollenback G, Smith D, Shell J. The accuracy of dental appliances assembled by soldering. Part II. J Calif Dent. 1966; 42(2):124-128.
 67. Stackhouse J. Assembly of dental units by soldering. J Prosthet Dent. 1967; 18(2):131-139.
 68. Anderson T, Fairhust C, Ryge G. Method for evaluation of dimensional changes in dental bridge soldering (Abstract). J Dent Res. 1958;37:96.
 69. Willis L, Nicholls J. Distortion in dental soldering as affected by gap distance. J Prosthet Dent. 1980; 43(3):272-278.
 70. Hofer H, Fischer J. Elaboración de aleaciones de metales preciosos. Los fracasos y sus causas (II). Soldadura. Quintessencia técnica (Ed. Es). 1989; 9(4):235-239.
 71. Townsend L, Vermilyea S, Griswold W. Soldering non noble alloys. J Prosthet Dent. 1983; 50(1):51-53.
 72. Smith D, Burnett A, Gordon T. Laser welding of gold alloys. J Dent Res. 1972; 51(1):161-167.
 73. Aladag A, Comlekoglu M, Dundar M, Gungor M, Artunz C. Effect of soldering and laser welding on bond strength of ceramic to metal. J Prosthet Dent. 2011 Jan; 105(1): 28-34.

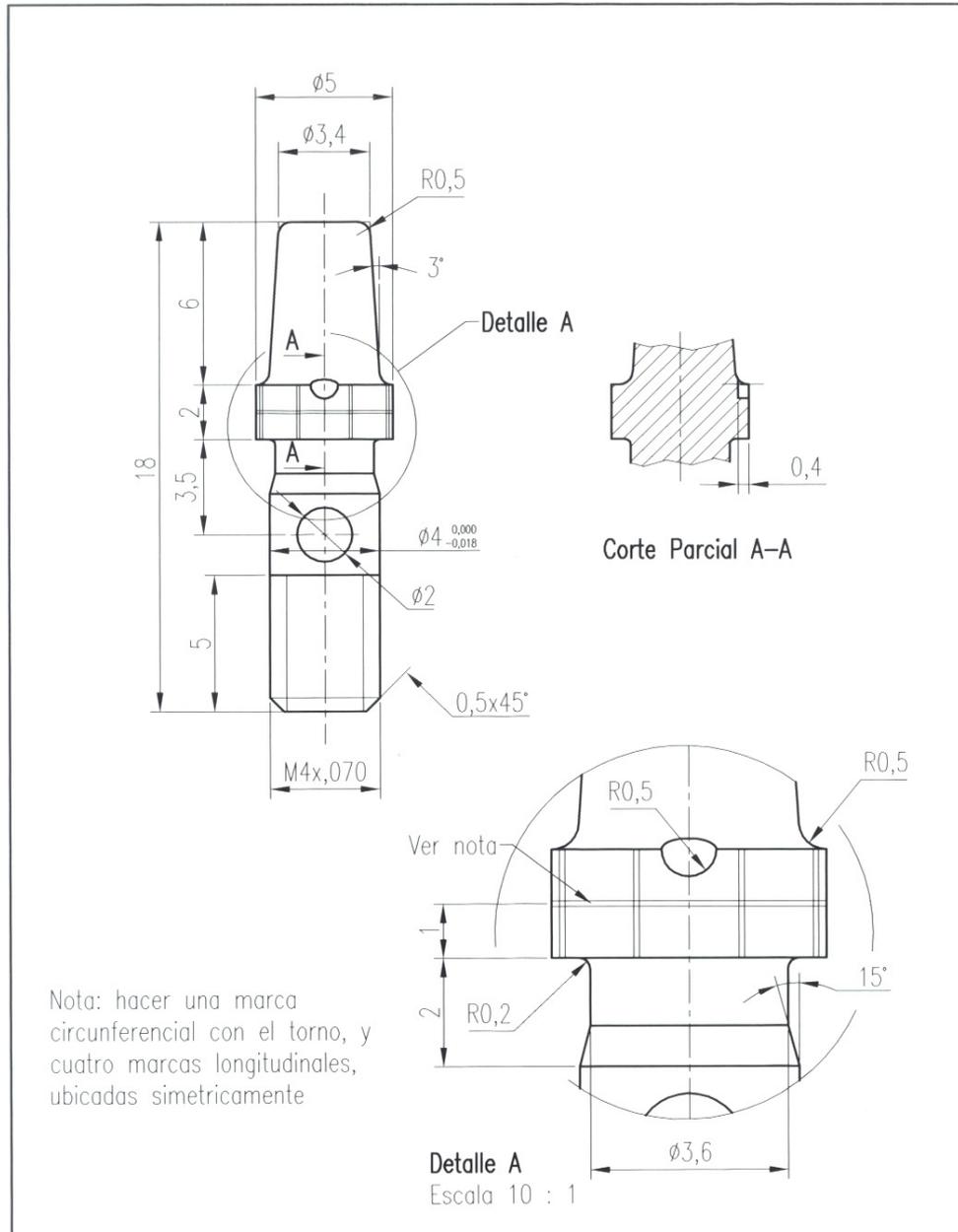
74. Wikipedia Cd. Wikipedia. [Online].; 2011 [cited 2011 Jan 30. Available from: <http://es.wikipedia.org/w/index.php?title=L%C3%A1ser&oldid=43628620>.
75. ASM International Handbook Committee. Laser beam welding. ASM Handbook - Welding, Brazing and Soldering. 1992:647-671.
76. Wikipedia C. Wikipedia, The Free Encyclopedia. [Online].; 2011 [cited 2011 Jan 30. Available from: <http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Dopant&oldid=410639333>.
77. Nabadakung D, Nicholls J. Laser welding of a cobalt-chromium removable partial denture alloy. J Prosthet Dent. 1998; 79:285-290.
78. Gordon T, Smith D. Laser welding of prostheses-an initial report. J Prosthet Dent. 1970;24:472-476.
79. Geis-Gerstorfer J, Weber H, Simonis A, Echardt M, Haselberger D. Ultimate tensile strength of plasma and laser welded cast titanium (Titaniumer, Ohara). Dtsch Zahnarztl Z. 1990;45:545-547.
80. Bertrand C, Le Petitcorps Y, Albingre L, Dupuis V. The laser welding technique applied to non-precious dental alloys procedure and results. Br Dent J. 2001;190(5):255-257.
81. Berg E, Wagnere W, Davik G, Dootz E. Mechanical properties of laser welding cast and wrought titanium. J Prosthet Dent. 1995;74:250-257.
82. Van Benthem H. Advantages of laser welding compared to conventional joining. Quintessenz Der Zahntechnik. 1991;17(9):1178-1193.
83. Bertrand C. La soudure au laser: une technique d'avenir au laboratoire de prothèse. Arts et technique Dentaires. 1995;7:363-368.
84. Shinoda T, Matsunaga Shinara M. Laser welding of titanium. Welding International. 1991;5:346-351.
85. Sjogren G, Anderson M, Bergman M. Laser welding of titanium in dentistry. Acta Odontol Scand. 1988;46:247-253.
86. Hofmann J, Lindigkeit J. La unión con láser en prótesis combinada. Labor Dental. 2000;3(4):248-252.
87. Hofmann J. Dental laser welding technique. Procedural report 1. Quality, expense and risks of innovative bonding technique. Dental Labor. 1992; 40(7):1221-1224.
88. Hofmann J. Dental laser welding technique. Procedural report 2. Indications for use of innovative technique. Dental Labor. 1992;40(8):1321-1328.
89. Costa E, Neisser M, Bottino M. Multiple-unit implant frames: One-piece casting vs laser welding and brazing. J Appl Oral Sci. 2004;12(3):227-231.

ANEXO 1

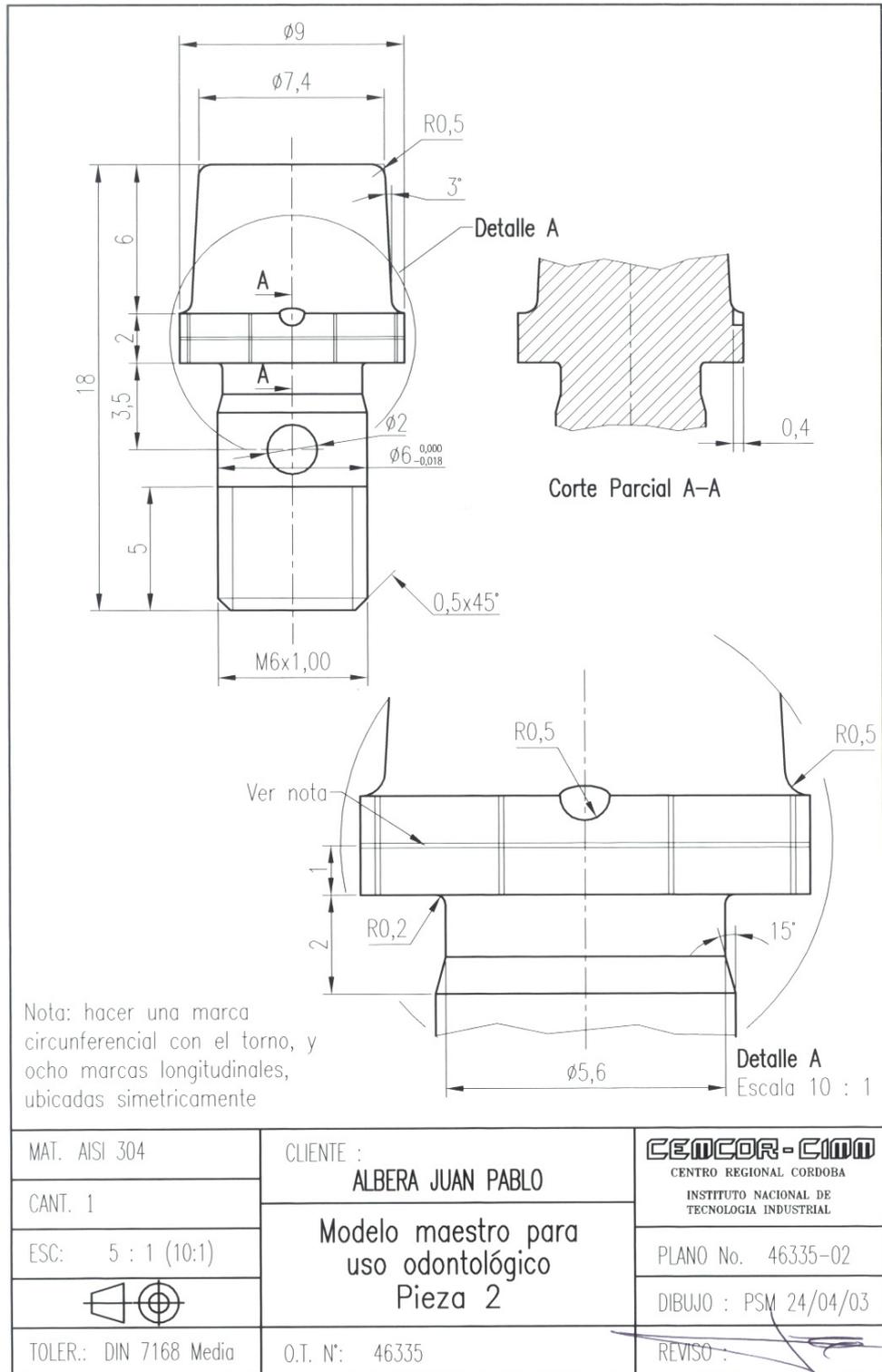




6	Espina flexible $\varnothing 2$	2	Comercial
5	Tuerca M4x0,70 Material: Acero inoxidable	1	Comercial
4	Tuerca M6x1,00 Material: Acero inoxidable	1	Comercial
3	Pieza 3	1	46335-03
2	Pieza 2	1	46335-02
1	Pieza 1	1	46335-01
PIEZA N°	DESIGNACION	CANTIDAD	VER PLANO N°
MAT. --	CLIENTE : ALBERA JUAN PABLO Modelo maestro para uso odontológico Plano General	 CENTRO REGIONAL CORDOBA INSTITUTO NACIONAL DE TECNOLOGIA INDUSTRIAL	
CANT. 1			
ESC: 2 : 1		PLANO No. 46335-00	
	O.T. N°: 46335	DIBUJO : PSM 24/04/03	
TOLER.: --		REVISO : 	



MAT. AISI 304	CLIENTE : ALBERA JUAN PABLO	CENCOR-CIMO CENTRO REGIONAL CORDOBA INSTITUTO NACIONAL DE TECNOLOGIA INDUSTRIAL
CANT. 1	Modelo maestro para uso odontológico Pieza 1	
ESC: 5 : 1 (10:1)	O.T. N°: 46335	PLANO No. 46335-01
		DIBUJO : PSM 24/04/03
TOLER.: DIN 7168 Media		REVISO :



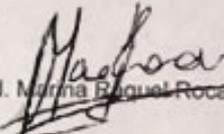
ANEXO 2



FUNDACION INDEPENDENCIA
Para Estudios Avanzados en Odontología

Por la presente, en mi carácter de Directora del Departamento de Investigación de Fundación Independencia, dejo constancia que el Od. Juan Pablo Albera ha realizado la totalidad de los trabajos (patrones, investidos, colados y soldaduras) y mediciones correspondientes a su Tesis Doctoral sobre "Análisis de ajuste de estructuras para prótesis fija obtenidas por colada de pieza única y por piezas individuales soldadas en forma convencional y por medio de tecnología láser" en las instalaciones del Departamento de Investigación de esta Entidad.

Córdoba, Diciembre de 2010


Od. Marina B. Rocamundi

Independencia 561, Córdoba, X5000IUK
TE: 0351-4258009,
info@findependencia.org.ar