



UNCUYO
UNIVERSIDAD
NACIONAL DE CUYO



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CUYO
FACULTAD DE ODONTOLGÍA

Trabajo de Tesis para optar al Título de Doctor en Odontología

**ANÁLISIS DE AJUSTE Y PASIVIDAD DE SUPRAESTRUC-
TURAS PROTÉTICAS ANCLADAS SOBRE IMPLANTES
MÚLTIPLES, OBTENIDAS POR COLADAS EN UNA SOLA
PIEZA, POR PIEZAS INDIVIDUALES SOLDADAS EN
FORMA CONVENCIONAL Y MEDIANTE LA UTILIZACIÓN
DE UNA ESTRUCTURA METÁLICA DE SOPORTE.**

Doctorando: OD. ESP. EDGARDO OSCAR BOERO LÓPEZ

Director: PROF. DR. JUAN CARLOS ALBERA

Co-director: PROF. DR. ALBERTO MARTÍN

Mendoza – Argentina

2026

COMISIÓN DE TESIS

DR. GABRIEL LAZO

DR. CLAUDIO CAREGLIO

DR. CLAUDIO FADER KAISER

DEDICATORIAS

A la memoria de mis Padres, quienes forjaron la persona que soy , inculcándome valores, esfuerzo y perseverancia. Aunque no estén físicamente me siguen guiando siempre y me dan fuerza para no bajar los brazos y seguir adelante, aun en los momentos más difíciles.

A mi esposa, Marisa , a mis hijos, Sol y Renzo, por acompañarme incondicionalmente en cada paso de este camino. Su Amor, Paciencia y apoyo diario fueron y son mi mayor fuente de motivación.

A mi familia y amigos, por su apoyo, su comprensión y su aliento constante, que me acompañaron en cada etapa de este camino.

AGRADECIMIENTOS

A mi Profesor, Maestro y Guía, Dr. Juan Carlos Albera, por su generosidad, su ejemplo y su constante orientación, pilares fundamentales en mi formación académica y personal.

Al Dr. Alberto J. Martin, por inspirarme a iniciar el camino de la docencia y enseñarme a amar esta noble profesión.

Al Dr. Ricardo Macchi, por su valiosa y desinteresada contribución en el análisis estadístico de esta investigación.

Al Dr. Walter Zavala, por su motivación permanente y acompañamiento a lo largo de este proceso.

A la Comisión Evaluadora de Tesis por sus aportes y acompañamiento enriquecedor en las diversas etapas del trabajo.

Al Tec.Dental Pablo Denaro, por su colaboración técnica y compromiso constante.

Al Dr. Sergio Carminati, por su generosa y desinteresada contribución, haciendo posible una parte esencial de este estudio.

INDICE

Resumen	7
Abstract	8
Introducción	9
Sistemas Restaurativos	10
Sobredentaduras	11
Sistemas de Anclaje	16
Barras	18
Diseño de Barras	19
Ajuste Pasivo	22
Métodos para la Obtención de barras	25
Barras Coladas	28
Soldaduras	32
Técnicas de Soldaduras	32
Soldadura a Gas	34

Dispositivo Clever Spider	35
Métodos de medición	37
Hipótesis de Trabajo	39
Objetivos	40
Materiales y Métodos	41
Modelo Maestro	42
Obtención de Probetas de Ensayo	46
Medición Inicial	55
Procesos de Soldadura	61
Medición Final	66
Resultados	68
Discusión	74
Conclusiones	79
Referencias Bibliográficas	82
Anexo Nro.1	95
Anexo Nro.2	96

RESUMEN

El presente estudio tuvo como objetivo evaluar el ajuste y pasividad de barras implanto soportadas obtenidas en cromo cobalto, mediante técnicas convencionales de colada en pieza única o seccionadas y posteriormente soldadas utilizando dos procedimientos diferentes. **Materiales y Métodos:** A partir de un modelo maestro que simulaba un maxilar con cuatro implantes colocados en forma poligonal, se obtuvieron treinta probetas en forma de barras las que fueron distribuidas en dos grupos. El I (n=10) conformado por estructuras en una sola pieza y el II (n=20) por estructuras seccionadas, subdividido en IIA (n=10) soldadas posteriormente, mediante un procedimiento convencional y IIB, (n=10) soldadas, utilizando una estructura metálica para soporte y estabilización de las partes. Se realizaron mediciones, post colada, en todos los grupos y posteriores a las soldaduras en IIA y IIB. **Resultados:** El Grupo I mostró una media de $82,684\mu\text{m}$, en tanto que los grupos seccionados y soldados IIA y IIB presentaron medias de $96,078\mu\text{m}$ y $103,138\mu\text{m}$, respectivamente. Para procesar los tres grupos, se utilizó ANOVA complementado con contrastes ortogonales para comparar el grupo control con los soldados y entre estos. Las diferencias de ajustes antes y después de la soldadura dentro de cada grupo y entre los métodos de soldadura, se analizaron mediante la prueba T de Student. Además, se usó la prueba no paramétrica de Mann-Whitney para corroborar diferencias entre los grupos soldados. No se determinaron diferencias significativas ($P>0,05$). **Conclusiones:** las técnicas analizadas permiten la confección de supraestructuras protéticas implantosoportadas con ajuste pasivo compatible con parámetros de salud periimplantarios.

ABSTRACT

The present study aimed to evaluate the fit and passivity of implant-supported bars obtained in cobalt chromium, by conventional casting techniques in a single piece or sectioned and subsequently welded using two different procedures. Materials and Methods: From a master model that simulated a maxilla with four implants placed in a polygonal shape, thirty bar-shaped specimens were obtained and distributed into two groups. Group I (n=10) formed by structures in a single piece and II (n=20) by sectioned structures, subdivided into IIA (n=10) subsequently welded using a conventional procedure and IIB, (n=10) welded, using a metallic structure for support and stabilization of the parts. Post-casting measurements were taken in all groups and after welding in IIA and IIB. Results: Group I showed a mean gap of 82.684 μ m, while the sectioned and welded groups IIA and IIB showed mean gaps of 96.078 μ m and 103.138 μ m, respectively. To process the three groups ANOVA was used, complemented with orthogonal contrasts to compare the control group with the welded groups and between the latter ones. Differences in fit before and after welding within each group and between welding methods were analyzed using the Student T-test. In addition, the nonparametric Mann-Whitney test was used to corroborate differences between the welded groups. No significant differences were found ($P > 0.05$). Conclusions: The analyzed techniques allow for the fabrication of implant-supported prosthetic suprastructures with passive fit compatible with peri-implant health parameters.

INTRODUCCIÓN

A lo largo de los años, y más aún en la época actual, uno de los mayores desafíos que afronta la odontología es el tratamiento de pacientes con pérdida dentaria, en quienes la sustitución de las piezas ausentes es fundamental para restaurar la salud y la estética.

La ausencia de elementos dentarios y sus consecuencias han sido una preocupación para la humanidad a lo largo de la historia.

Hallazgos arqueológicos de egipcios, fenicios, caldeos y mayas, entre otros muestran variados procedimientos destinados a sustituir piezas dentales perdidas, utilizando materiales tan diversos como piedras, marfil, madera y metales preciosos e incluso dientes extraídos.

En la actualidad, uno de los principales desafíos en el campo de la odontología ha sido el abordaje clínico del paciente desdentado. La reposición oportuna de las piezas dentales faltantes no solo es esencial para restaurar la función masticatoria y fonética, sino también para preservar la salud bucal integral del individuo.

Asimismo, resulta imprescindible considerar los aspectos psicológicos y sociales asociados a la pérdida dental. En un contexto donde la expectativa y la calidad de vida han aumentado significativamente, la odontología contemporánea debe responder de manera integral a los fenómenos psicosociales que afectan al paciente. La rehabilitación oral, por tanto, no puede limitarse al plano biológico, sino que debe contemplar también el impacto emocional, social y funcional que esta condición genera en la vida cotidiana del individuo.

La salud es parte del bienestar de cada persona; ofrecer una solución adecuada a un paciente con ausencia total o parcial de piezas dentarias, implica una contribución a su calidad de vida que repercute, incluso en su desempeño sociocultural¹.

En edéntulos, el uso de prótesis totales convencionales a veces se convierte en una opción de tratamiento, pero cuando las estructuras anatómicas disponibles no proporcionan el soporte, estabilidad y retención necesarios para garantizar el confort y el adecuado desempeño de las funciones orales, es necesario considerar otras alternativas de tratamiento².

La implantología oral surge ante la necesidad de mejorar el soporte y la retención de las prótesis orales.

El descubrimiento realizado por Branemark hacia el año 1952 sobre osteointegración revolucionó completamente la odontología, pues hizo posible ofrecer alternativas de tratamientos con un enfoque menos invasivo y mejor calidad de vida de los pacientes parcial o completamente desdentados. Sin embargo, realizar este tipo de tratamientos involucra una planificación y ejecución cuidadosa tanto del aspecto quirúrgico como en el protésico³.

Sistemas Restaurativos

El empleo de implantes para la rehabilitación de pacientes parcial y totalmente desdentados utilizando prótesis fijas o removibles implantadas ha demostrado ser un método eficaz y el resultado de su uso predecible⁴.

Sobredentaduras

Las sobredentaduras implanto soportadas suelen tener costos más bajos en comparación con otros diseños protéticos, debido a que requieren menor número de implantes, un procedimiento quirúrgico menos invasivo y complejo, acompañado de procesos de laboratorio más simplificados.

Estas ventajas las convierten en una excelente opción para un buen porcentaje de pacientes edéntulos, además de contar con una alta tasa de éxito y supervivencia^{5,6}.

La longevidad de este tipo de rehabilitaciones está condicionada por diversos factores, entre los que se incluyen la cantidad y disposición de los implantes, las dimensiones y características de sus plataformas, la calidad del tejido óseo, la técnica quirúrgica empleada, la presencia de hábitos parafuncionales, así como los parámetros oclusales y protésicos considerados en su diseño.

El ajuste pasivo entre la barra y los pilares constituye un aspecto crítico para el éxito a largo plazo, siendo un elemento determinante dentro del conjunto de variables que influyen en el resultado clínico.

El número de implantes es determinado tanto por la biomecánica de la prótesis como por su ubicación, sea ésta en la mandíbula o en el maxilar superior.

La colocación de un mínimo de dos implantes en el arco inferior y cuatro en el superior, utilizando distintos sistemas de anclaje y configuraciones protésicas, puede proporcionar una adecuada estabilidad, retención y en determinados casos, también soporte a las sobredentaduras.

Esta modalidad rehabilitadora contribuye significativamente a mejorar la calidad de vida de los pacientes que las utilizan ⁶⁻⁸.

Para la instalación de una prótesis implantosoportada serán necesarios al menos cuatro implantes bien distribuidos.

Sólo si han sido situados muy anteriormente y la extensión anteroposterior de la barra es mínima se comportará biomecánicamente como una prótesis implanto mucosoportada. Si en cambio se los ubica adecuadamente separados, se puede considerar que el soporte será básicamente implantario.

Si se plantea realizar una sobredentadura mandibular con carga inmediata, los protocolos actuales aconsejan la colocación de al menos cuatro implantes ferulizados con una barra.

Para el éxito de la prótesis en estas situaciones será necesario que se trate de un hueso tipo 1 a 3 según la clasificación de Lekholm y Zarb que refiere a la evaluación de la calidad ósea en la mandíbula y el maxilar que se utiliza comúnmente en implantología dental para predecir el éxito basándose en las características del hueso y conseguir estabilidad primaria en el momento de la colocación⁹.

En el maxilar superior es recomendable la colocación de al menos cuatro implantes, dado que la calidad ósea en esta región suele ser menos favorable que en la mandíbula y, además, la disponibilidad de hueso se ve limitada por la presencia del seno maxilar.

Cuando se opta por una sobredentadura implantomucosoportada, dicha cantidad suele resultar suficiente, siempre que se consideren adecuadamente las dimensiones de las plataformas y la técnica quirúrgica empleada.

Las dimensiones de las plataformas implantarias pueden influir significativamente en la distribución de las cargas oclusales y, en consecuencia, en la estabilidad de la prótesis.

Las de mayor tamaño favorecen una mejor dispersión de las fuerzas masticatorias, lo que las hace especialmente adecuadas en situaciones donde se dispone de un número limitado de implantes¹⁰.

En contraste, para una prótesis totalmente implanto soportada, es preferible colocar cinco o seis implantes para optimizar la distribución de las cargas masticatorias.

La técnica quirúrgica, incluyendo la preparación del lecho óseo y la colocación precisa, es crucial para el éxito del tratamiento.

Un procedimiento meticuloso contribuye significativamente al éxito a largo plazo, especialmente en situaciones donde se requieren múltiples unidades¹¹.

Los hábitos parafuncionales, como el bruxismo, pueden afectar el éxito de los implantes y la estabilidad de la prótesis e incrementar el riesgo de fracaso y la necesidad de instalar una mayor cantidad para compensar el estrés adicional. Por lo tanto, una evaluación adecuada de estos hábitos es esencial para planificar el número y características de los elementos a utilizar¹².

El diseño oclusal también juega un papel crucial en la carga y una adecuada planificación puede minimizar los efectos negativos de las fuerzas masticatorias excesivas y mejorar la funcionalidad.

El ajuste pasivo de la estructura supra implantar es fundamental para evitar sobrecargas, reducir las tensiones y mejorar la longevidad de la prótesis, particularmente cuando se utilizan múltiples implantes.

Los factores de riesgo de origen protésico se clasifican como de naturaleza técnica o mecánica.

Las complicaciones del primer tipo se asocian a fallos en los componentes elaborados en el laboratorio, tales como fracturas, desprendimientos o deterioro del material constitutivo de la prótesis.

En contraste, las mecánicas involucran elementos prefabricados, tales como implantes y pilares, y comprenden eventos como rupturas o fallos funcionales¹⁴.

La restauración protésica puede considerarse correctamente asentada tras el apriete final de todos los tornillos cuando las superficies de contacto entre el implante y el componente protésico muestran una coincidencia tridimensional adecuada y un ajuste pasivo, de modo que no se generen tensiones ni deformaciones en ninguno de los elementos del conjunto¹⁵.

El ajuste y el microespacio entre el implante y las barras personalizadas pueden provocar complicaciones tanto mecánicas como biológicas. La colonización de microorganismos en la parte interna del implante puede, eventualmente causar inflamación de los tejidos periimplantales y tensión ósea con el consiguiente dolor. Esta situación puede conducir a una pérdida ósea marginal alrededor del implante dental lo que finalmente puede conducir a un fracaso de toda la oseintegración¹⁵.

El compromiso de la supervivencia de los implantes dentales incluye, por lo tanto, fallas biológicas (relacionadas con procesos como la insuficiencia en el mantenimiento de la osteointegración) y fallas mecánicas (incluidas fracturas de implantes, recubrimientos, tornillos de conexión y prótesis).

En síntesis, según lo descrito por Chee et al.¹⁶, las fallas asociadas a los implantes pueden clasificarse en cuatro categorías principales: (1) pérdida de la osteointegración, (2) fallas relacionadas con la posición del implante, (3) alteraciones en los tejidos blandos periimplantarios y (4) complicaciones biomecánicas.

La biomecánica constituye un criterio fundamental en la selección del sistema de anclaje; tanto las barras como los aditamentos axiales pueden emplearse en rehabilitaciones con soporte exclusivamente implantario o en aquellas de tipo mixto, donde la carga se distribuye entre los implantes y los tejidos blandos.

Se deben tener presente, aunque se trate de sobredentaduras sobre implantes, las afirmaciones realizadas por Stewart y Edwards¹⁷ las que siguen vigentes. Estos autores consideran que es el diseño del anclaje el que determina las repercusiones sobre los pilares y los tejidos de soporte y que la sobrecarga aparecerá con mayor probabilidad en aquellos diseños de anclajes en los que haya un contacto íntimo y no se dote de resiliencia al sistema.

Se recomienda seleccionar el sistema de anclaje más simple y evitar, en la medida de lo posible, la presencia de extensiones distales en las barras de las rehabilitaciones implantomucosoportadas.

Resulta aconsejable reforzar tanto estas estructuras, mediante una subestructura de cromo-cobalto, como las prótesis completas antagonistas.

Cuando se trate de este tipo de rehabilitaciones, los anclajes deben fijarse, a la prótesis, directamente en la cavidad bucal.

Por último, en las rehabilitaciones mandibulares se sugiere omitir el montaje de los segundos molares inferiores, siempre que la oclusión antagonista lo permita¹⁸.

Sistemas de Anclaje

Existe una variedad de sistemas de retención que se pueden utilizar en una sobredentadura. Se componen de dos partes: una conectada al implante (macho/*patrix*, directamente o mediante una barra) y la otra colocada dentro de la prótesis (hembra/*matrix*)¹⁹.

Estos sistemas se pueden clasificar de diversas formas:

a) Por la rigidez de los componentes:

Pueden clasificarse en rígidas o elásticas. Las primeras impiden cualquier movimiento de sus componentes durante la función, incluyendo la fijación directa a una barra.

En contraste, las elásticas permiten un grado predeterminado de movilidad una vez que la prótesis está completamente asentada, facilitando la distribución de fuerzas que podrían resultar dañinas; entre ellas se encuentran los clips, las fijaciones de bola y los imanes. Estos sistemas pueden utilizarse de manera independiente o como mecanismos secundarios de retención en combinación con una barra.

b) Si los dispositivos están o no conectados entre sí:

Los sistemas ferulizados se caracterizan por la presencia de una barra interconectada que une los implantes, mientras que los sistemas no conectados carecen de una unión directa entre ellos.

Algunos autores presentan una definición más amplia de este concepto, sugiriendo que la ferulización puede darse incluso a través de una sobredentadura retenida sobre los implantes, clasificándose en unión primaria y secundaria.

La primaria corresponde a aquellos casos en los que los implantes están unidos directamente mediante una barra interconectada, mientras que la secundaria hace referencia a implantes que funcionan de manera independiente.

- c) Por el nivel de retención y soporte obtenido de los implantes y tejidos blandos:

Se distinguen dos tipos principales: el que se fija mediante los implantes, pero también recibe soporte adicional de los tejidos blandos subyacentes o en contraste, el que se basa exclusivamente en el anclaje implantario, sin transferencia de carga sobre la mucosa adyacente.

La selección del sistema de fijación más adecuado para el paciente está relacionada con una serie de factores que deben identificarse en una fase temprana del proceso de planificación del tratamiento²⁰.

Los métodos de retención para sobredentaduras con implantes más utilizados y reportados en la literatura son los individuales o axiales tipo Ball Attach y Locator®; destacándose también el uso de barras que tiene como ventaja proveer altos niveles de retención, mejorar la distribución de las fuerzas debido al efecto de ferulización y adicionalmente son una opción prioritaria cuando no se tiene un paralelismo adecuado^{21,22}.

Los broches esféricos (Ball Attach) son aditamentos que constan de dos o más elementos, uno que se encuentra atornillado en el implante y el otro que forma

parte de la prótesis y se retiene mecánicamente con resina acrílica. Requieren 10 a 11 mm de altura desde la plataforma hasta los bordes incisales. Pueden ser rígidos o elásticos.

El sistema Locator® consta de dos componentes, un macho el cual va atornillado al implante y otro hembra que se retiene en la prótesis con acrílico. Tiene la particularidad de tener doble retención una interna y otra externa, permite hasta 40° de divergencia entre implantes y una altura de los pilares más baja que la de los otros sistemas²⁰.

Entre los sistemas de bajo perfil más recientes se destaca el **OT Equator®** (Rhein'83, Bolonia, Italia), el cual se ha consolidado como un aditamento adecuado para la retención de sobredentaduras, proporcionando estabilidad clínica satisfactoria. No obstante, diversos estudios indican que su desempeño no presenta diferencias estadísticamente significativas en comparación con el sistema **Locator®**²³.

Barras

Las barras constituyen un sistema de anclaje de dos piezas una macho y una hembra que pueden ser clips plásticos, metálicos o broches, unidos a la sobredentadura.

Slot y colaboradores las describen como la solución clínica más predecible específicamente para los pacientes edéntulos del maxilar superior¹⁷.

Diseño de las barras

En rehabilitación oral se presentan diversos formatos en cuanto a su sección transversal, como las propuestas por Dolder²², y Ackermann²⁴, las cuales

ofrecen características fundamentales para el soporte y la estabilidad de las prótesis dentales. Entre éstas se destacan la adecuada distribución de las fuerzas masticatorias, la optimización del ajuste protésico y una mayor estabilidad a largo plazo.

Características generales:

1. Estos sistemas están diseñados para distribuir de manera uniforme las fuerzas masticatorias, lo que contribuye a reducir el estrés sobre los implantes individuales y el hueso circundante. Dolder²², en particular, realizó aportes significativos orientados a optimizar la estabilidad y el rendimiento funcional de las prótesis implantosoportadas.
2. Favorecen un ajuste más preciso y estable de las prótesis, optimizando la relación entre los componentes protésicos y los implantes. Ackerman²⁴, destacó la relevancia de asegurar una adaptación adecuada y de minimizar los micromovimientos de la estructura protésica durante la función, con el fin de preservar la integridad del sistema implantario.
3. Permiten un acceso relativamente fácil para la limpieza y el mantenimiento, lo cual es crucial para la longevidad del implante y la salud oral general^{22,24}.
4. Proporcionan un soporte poligonal a la rehabilitación.
5. Requieren una distancia mínima entre implante de 10 y 12 mm, así como una separación vertical desde los bordes incisales hasta el reborde residual antagonista de aproximadamente 13 a 14 mm, a fin de asegurar un espacio protésico adecuado y un correcto funcionamiento del sistema²⁵.

Estos tipos de barras suelen ser retenedores directos: como los sistemas de Hader o Dolder (Fig.1).



Figura 1. Ejemplo del sistema de barra SINELDENT® (modelo "Barra Caballitos Custom Fit"). La imagen muestra la configuración de una estructura y su diseño específico para la conexión sobre implantes múltiples.

Hay una gran variedad de diseños y estos pueden clasificarse de varias maneras que incluyen el sistema de fijación, el proceso de fabricación, aunque, de manera predominante, depende de la forma de su sección transversal (Fig.2).



Figura 2. Esquema de diseños transversales de barras protéticas, donde se ilustra sus geometrías.

Los diseños más comunes relacionados a esto último incluyen Hader/barra MPClip que en su sección transversal es recta con un aspecto superior redondeado.

Las Dolder pueden tener forma de huevo o de "U" con lados paralelos y las Ackermann, que presentan una sección redonda (Fig.3).

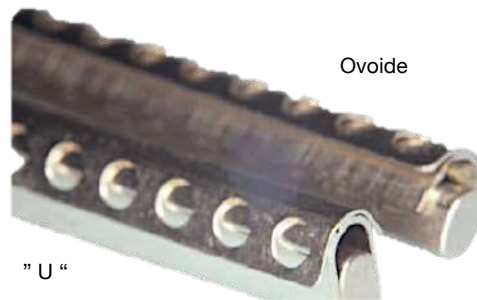


Figura 3. Barras tipo Dolder con secciones transversales en forma ovoide y en "U", comúnmente utilizadas como estructuras de retención en sobredentaduras implantosoportadas.

La forma a utilizar dependerá de la cantidad de espacio disponible, de la morfología de cresta alveolar y del sistema de fijación de la supra estructura protética. Esta última puede variar y extenderse sin el apoyo directo, como un diseño en voladizo, pero éste necesita ser planeado muy cuidadosamente con una buena comprensión y apreciación del movimiento de la dentadura y las fuerzas y tensiones que se imparten¹⁹.

La sección transversal determinará el sistema de fijación que puede utilizarse y también dictará el grado de movimiento de la prótesis.

Las redondas permiten un mayor movimiento rotacional de la prótesis en comparación con las rectangulares y, por lo tanto, producen menos torsión en el implante; sin embargo, esto conlleva un mayor mantenimiento, en comparación con las de forma de "U"^{20,8}. Esta rotación solo puede ocurrir si se forma una estructura en línea recta; las estructuras que no cumplen con esta disposición no permiten dicho movimiento, independientemente de la forma de su sección transversal y conducen a una prótesis implantosoportada, lo que puede tener importantes implicaciones en las tensiones, el sistema de fijación y los implantes en sí^{21,2}.

El sistema de unión utilizado no solo podrá afectar a la retención sino también al soporte. Una fijación rígida de la supraestructura protética a una barra, significará que estará totalmente soportada por los implantes independientemente del hecho de que sea una sobredentadura removable^{22,24,8}.

Ajuste pasivo

El ajuste pasivo es una situación caracterizada por una inserción sin tensión de un marco metálico atornillado, para retener una sobredentadura sobre una barra o una dentadura parcial fija (DPF) antes de ajustar los tornillos y sin la aplicación de una fuerza externa. Se puede definir también como, un nivel de contacto clínicamente aceptable donde las condiciones de estrés caen dentro de límites fisiológicos y permanecen igual después de insertar la prótesis²⁵⁻⁸.

Optimizar el ajuste pasivo debería ser un requisito previo a la instalación de la restauración protética, para la supervivencia y el éxito de los implantes dado

que ello reduciría tensiones entre los distintos componentes de la rehabilitación.

La utilización de barras atornilladas a varios implantes es uno de los recursos más utilizados en casos de pacientes desdentados totales a los cuales se rehabilita mediante sobredentaduras, lograr un ajuste pasivo de la superestructura de la prótesis a los implantes es un desafío y uno de los requisitos para el mantenimiento de la osteointegración².

Cuando se emplea una barra, resulta fundamental obtener un ajuste pasivo entre los componentes; no obstante, alcanzar esta condición representa una problemática técnica considerable.

Diversos autores sostienen que la pasividad absoluta es prácticamente inalcanzable, dado que siempre pueden presentarse mínimas tensiones residuales en la estructura.

Hay una serie de factores clínicos y de laboratorio que pueden hacer que no se logre pasividad de ajuste; (posición y paralelismo de los implantes, la técnica y el material utilizado para la toma de impresión, el diseño y la colocación de los componentes de transferencia, el vaciado de la impresión, el proceso de fabricación, el material utilizado, las diferencias de tolerancias entre los componentes, la longitud y anchura, etc). Por tanto, es prudente asegurarse de que cada etapa del tratamiento se lleve a cabo cuidadosamente para minimizar cualquier error clínico o de laboratorio que pueda afectar este requisito.

Si la estructura no es pasiva, se producirá una tensión indebida en los tornillos de fijación, en los componentes protésicos y en el hueso periimplantario adyacente la que podrá dar lugar a complicaciones mecánicas o biológicas las que pueden variar desde la fractura de algún componente del sistema

hasta dolor, pérdida de hueso marginal e incluso afectar la osteointegración^{26,27,2}.

El grado de ajuste pasivo en las barras implantosoportadas está determinado principalmente por el método utilizado para su obtención y por las propiedades de la aleación con la que se fabrican²⁸.

En un estudio retrospectivo, barras sobre cuatro implantes, colocadas en maxilar superior muestran una sobrevida de un 86% con una duración de 3 a 11 años, con un promedio de 6 años de uso²⁹.

El uso de barras fresadas o preformadas como elementos de retención de sobredentaduras han demostrado ser eficaces. Estudios de supervivencia muestran una tasa de éxito superior al 97% para las prótesis e implantes en un análisis de 5 a 19 años con promedio de siete años de uso³⁰.

Lograr un ajuste pasivo en una superestructura de implante atornillada es una condición compleja y difícil de alcanzar, especialmente en prótesis implanto-soportadas de unidades múltiples. La dificultad radica en la serie de pasos necesarios, que van desde la reproducción del terreno hasta la fijación final de la prótesis³¹.

La precisión del ajuste entre las superficies de apoyo del pilar del implante y el componente alojado dentro del marco de la prótesis ha sido cuestionada como un factor importante en cuanto a transferencia de estrés, biomecánica de distribución de carga, aparición de complicaciones y respuesta de los tejidos del huésped en la interfaz biológica^{32,33}.

El nivel requerido para evitar problemas biomecánicos aún carece de consenso, en distintos estudios, sus autores plantearon valores dispares. La primera persona en señalarlo fue Branemark³⁴, quien afirmó que no debería ser

mayor de 10 μ m. Mientras que Klinberg y Murray³⁵, sostuvieron que un espacio de 30 μ m en la interfaz implante-prótesis sería aceptable si no incluye más del 10 % de la circunferencia. Posteriormente Jemt², señaló que un desajuste de alrededor de 150 μ m es clínicamente adecuado.

Los rangos sugeridos son empíricos, a pesar de que se analizaron múltiples estudios para fijar parámetros, ninguno arrojó resultados objetivos²⁶.

Estas estructuras metálicas pueden ser prefabricadas o personalizadas según necesidades específicas. Para asegurar una adaptación estructural óptima de la barra, se recomienda que la distancia interimplantes no exceda los 18 mm y que se conserve un espacio mínimo de 2 mm entre la barra y la mucosa gingival, a fin de facilitar la higiene y evitar compromisos tisulares²⁰.

Distintos factores, tales como la expansión volumétrica y lineal, la contracción de los materiales de fabricación utilizados, que incluyen al modelo de yeso, ceras (o patrón de resinas) y metal de colada, pueden generar una distorsión en cualquier paso del proceso de fabricación³⁶⁻³⁸.

Complicaciones mecánicas y biológicas pueden manifestarse tales como aflojamiento o fractura del tornillo de conexión protética o del pilar, o rotura de algún otro componente del sistema. No se ha establecido correlación entre desajuste y remodelado óseo^{39,40,33}.

Métodos para la obtención de barras

Las barras metálicas como estructura de base para sobredentaduras sobre implantes pueden obtenerse mediante distintos procedimientos. Las nuevas tecnologías utilizando CAD-CAM (Computer-Aided Design-Computer-Aided Manufacturing) permiten su obtención mediante fresado o bien por impresión

3D, por otra parte, las técnicas de confección por colada siguen vigentes en razón de su menor costo comparativo.

La colada de aleaciones dentales comprende una serie de procedimientos mediante los cuales un metal en estado de fusión es vertido para llenar una cavidad, previamente formada mediante un molde generalmente de cera o resina y que una vez solidificado, reproduce en sus mínimos detalles el patrón que le dio origen, con la finalidad de generar estructuras destinadas reponer o restaurar en forma parcial o total, tejidos dentarios perdidos.

Para minimizar el desajuste por distorsión de las estructuras protéticas implanto soportadas, se propusieron distintos procedimientos, sin embargo, cuando se obtienen por colada de aleaciones de uso dental, el problema parece ser inevitable y varía según se utilice metal noble o metal base, aunque podría ser minimizado si la estructura se genera en forma seccionada y luego las partes son soldadas o empleando nuevas tecnologías y se obtienen por CAD-CAM.

Al respecto, los resultados reportados en distintos estudios son dispares consignando ventajas cuando se procesan restauraciones unitarias, pero sin determinar diferencias significativas al confeccionar estructuras de restauraciones soportadas por pilares múltiples⁴¹⁻⁴³.

Estudios recientes, sostienen la ventaja de obtener estructuras sobre implantes múltiples utilizando sistemas CAD-CAM respecto a coladas por métodos tradicionales^{44,45}.

Las técnicas de fabricación CAD-CAM (diseño y manufactura asistidos por ordenador) comprenden dos enfoques principales: los sistemas sustractivos y los aditivos.

El método sustractivo depende de cortar el marco de un bloque prefabricado utilizando madras, taladros o discos de diamante. Mientras que el método aditivo se basa en la formación de un objeto tridimensional a través de capas sucesivas siguiendo un diseño CAD. La técnica de fusión láser selectiva es una de las técnicas aditivas más populares utilizando polvo metálico, en particular, titanio y aleaciones Cr-Co⁴⁶.

Con el fin de controlar la desadaptación entre el implante, los pilares y barras hechos a medida desde un flujo de trabajo totalmente digital, el uso de pilares híbridos ha evolucionado. Este concepto se conoce como pilar de Ti-Base, que consiste en un sistema de pilar prefabricado industrialmente que puede aceptar superestructuras monolíticas o de dos capas fresadas personalizadas y diferentes restauraciones de diseño de barras metálicas⁴⁷.

Obtener buena adaptación de una restauración protética destinada a reponer varias piezas dentales puede considerarse dificultosa especialmente si se obtiene por colada en una sola pieza.

El procedimiento requiere múltiples pasos, además, durante la solidificación del metal, éste sufre un proceso de contracción que, por la longitud y morfología variada de las piezas, determina distorsiones inevitables. Otro factor está asociado al paralelismo de los pilares⁴⁸⁻⁵¹.

Los costos actuales de los métodos de fresado indican que la elaboración de barras para sobredentaduras sobre implantes mediante el método de colada sigue siendo una técnica ampliamente utilizada. La colada de una estructura permite evaluar de inmediato su ajuste y provee una máxima resistencia, debido a la rigidez de los conectores³².

En los procesos de colada, el material de elección son las aleaciones con metales nobles, debido a su precisión en la reproducción de detalles.

Como alternativa , se encuentran las aleaciones no nobles también conocidas como metales base. Dentro de este grupo de aleaciones se utilizan las de Ni-Cr y de Cr-Co; normalmente utilizadas en la elaboración de estructuras para prótesis removible o metal cerámica¹².

Entre sus ventajas, se pueden señalar su menor costo, alta dureza, módulo de elasticidad y resistencia al desgaste, lo cual posibilita diseñar estructuras de menor espesor sin comprometer la integridad en relación a aleaciones nobles³⁷.

Estas aleaciones cuentan con la adición de otros elementos para mejorar sus propiedades físicas y químicas tales como magnesio, aluminio, silicio, berilio, carbono, hierro, titanio, cobre, vanadio y tantalio, los que actúan como modificadores para conseguir un tipo de estructuras que metalográficamente presenten propiedades idóneas desde el punto de vista de facilidad de colado, tamaño del grano, dureza, resistencia, etc.

El cromo es un componente obligado en ambos tipos de aleaciones porque les confiere pasividad⁵².

Barras Coladas

La obtención de estructuras protéticas utilizando aleaciones de uso dental, por el método de colada por cera perdida, requiere, además de múltiples pasos, distintos materiales, como ceras y resinas para el modelado, revestimientos a base de materiales refractarios, para el investido de las matrices elaboradas, con formulaciones especiales para cada tipo de aleación a utilizar para compensar que la contracción de solidificación posterior a la colada no afecte el ajuste de estas estructuras a las bases sobre las que serán ajustadas, sean elementos dentales o implantes.

Los laboriosos trabajos de moldeo se concluyen mediante su inversión en los aros de colado.

La elaboración del patrón, por parte del técnico dental, puede realizarse mediante el plastificado y moldeo de ceras especiales o bien utilizando formas pre determinadas, según sea el requerimiento de la estructura a elaborar.

Las ceras moldeadas plásticamente, poseen una cierta recuperación elástica que puede manifestarse posteriormente como tensión en el modelado, pudiendo así conducir a deformaciones en la estructura.

Las piezas obtenidas mediante ceras licuadas, minimizan considerablemente esta deformación.

El empleo de ceras en forma de barras preformadas, se ha generalizado en los últimos años. El ensamblado de las estructuras y la aplicación de los bebederos crean numerosos puntos de fusión en rápida sucesión. La solidificación de estos múltiples focos térmicos provoca inicialmente la expansión de la cera en la zona circundante, seguida de una contracción durante su enfriamiento, lo que puede causar deformaciones⁵³.

Esto puede controlarse, fijando la barra por uno de sus extremos al modelo de trabajo mediante un tornillo y observando su asentamiento total (prueba de Sheffield)²⁶.

La fusión del metal podrá realizarse en base a sopletes a gas propano y oxígeno, por medio de arcos voltaicos o inducción eléctrica y su posterior impulsión dentro de la cámara de colado, por fuerza centrífuga, presión-succión o la combinación de ellas.

Las aleaciones a utilizar pueden ser nobles, las que, dado su alto costo fueron desplazadas por no nobles a base de Ni-Cr, Cr-Co o titanio, cuyas propiedades varían sustancialmente entre sí y otorgan mayor complejidad al procedimiento de colada.

Los diversos sistemas de fabricación y sus múltiples y variados requerimientos técnicos no siempre garantizan la obtención de resultados finales exentos de imperfecciones. Las fallas o defectos en las piezas obtenidas pueden ser producto de la interacción de múltiples factores inherentes al proceso de colada.

Específicamente, la morfología de la base formadora del crisol debe ajustarse rigurosamente al sistema de impulsión de la aleación en estado líquido:

1. Deberá ser, cónica si se emplea fuerza centrífuga.
2. Deberá ser, semiesférica si se utiliza el mecanismo de presión-succión.

Además, el diseño del sistema de alimentación de metal, que incluye el número, el diámetro y la longitud de los bebederos, es crítico. Estos parámetros deben garantizar dos funciones esenciales: asegurar el rápido acceso del metal fundido al molde y, posteriormente, actuar como reservorio para suministrar material complementario durante el proceso de solidificación. Esta función de reservorio es fundamental para compensar la contracción por solidificación y prevenir la formación de porosidad en la estructura final.

La posición de los objetos en el cilindro, deberá corresponderse a la distribución del calor, debiendo evitarse su colocación en el centro térmico del mismo.

Los patrones de colado deben ser posicionados de modo que los espesores de revestimiento a su alrededor sean similares para evitar su deformación debido a la expansión del material durante su fraguado y el posterior

calentamiento durante el proceso de colado así como a la contracción del metal durante el periodo de solidificación.

Estos son solo algunos de los requerimientos asociados con una colada ideal. Si no se ajustan correctamente, pueden surgir problemas como llenado incompleto, porosidad, rechupes e inclusiones en el material fundido, lo que afecta de manera crítica el ajuste y la calidad superficial y estructural del colado⁵³.

Las aleaciones dentales se han desarrollado a partir de varios componentes, en los últimos años.

En comparación con las aleaciones nobles empleadas en odontología, las aleaciones de cromo-cobalto (Cr-Co) presentan un menor costo y se caracterizan por un elevado módulo de elasticidad, así como por una alta resistencia mecánica y a la corrosión. Las aleaciones nobles, compuestas principalmente por oro, plata, paladio y platino, destacan por su elevada estabilidad química y su menor susceptibilidad a los procesos corrosivos^{49,51}.

Tradicionalmente, las restauraciones convencionales fundidas tienen muchos inconvenientes, como contracción, expansión o inclusiones no intencionadas durante la fundición, desmontaje, cementado intraoral y frecuentes soldaduras o retoques para asegurar un ajuste sin tensión.

En la odontología contemporánea, las restauraciones dentales de Cr-Co pueden producirse utilizando diseño asistido por computadora (CAD) y fabricación asistida (CAM) a través de uno de dos métodos de procesamiento CAD/CAM: fabricación sustractiva (SM) o fabricación aditiva (AM)⁵⁴.

Soldaduras

La confección de estructuras seccionadas y luego unidas por soldadura puede constituir un buen mecanismo para mejorar el ajuste, aunque distintos autores obtuvieron resultados dispares al evaluar este procedimiento que no está exento de cierta complejidad producto de distintas situaciones que pueden afectar la precisión de la técnica^{37,38,56,57}.

Otros autores, sin embargo, reportan un efecto negativo al emplear esta técnica o bien no obtuvieron diferencias. Por ello es un tema aún controversial⁵⁸⁻⁶⁰.

Hay dos opciones disponibles para corregir el desajuste de las barras: el procedimiento constructivo se puede repetir o bien la estructura se puede seccionar, indexar y unir mediante un procedimiento de reconexión.

Técnicas de Soldadura

Se han desarrollado diferentes técnicas como soldadura, fundición adicional, soldadura láser, técnica Kal (*Kulzer putute inching*) para corregir imprecisiones de ajuste resultantes del proceso de fabricación^{36,37,57}.

La soldadura y la fundición son técnicas para unir dos o más piezas de metal mediante calor, se utilizan en diversos campos, incluidos la bioingeniería y la medicina, para conectar piezas metálicas de forma permanente⁶¹.

La soldadura constituye un proceso técnico fundamental en la fabricación de estructuras metálicas, ya que permite la unión de componentes que deben presentar una adecuada resistencia mecánica y durabilidad. En el ámbito odontológico, este procedimiento adquiere especial relevancia en la

confección de estructuras protésicas, donde las uniones soldadas contribuyen a la estabilidad del conjunto frente a conexiones no rígidas, como las uniones articulares y otros sistemas de ensamblaje⁶⁰.

Existen dos tipos diferentes de soldadura: autógena y heterogénea. La soldadura autógena es un proceso de soldadura en el que el material de soldadura se obtiene del mismo metal que la pieza de trabajo a soldar. En otras palabras, el material de soldadura y el material de la pieza de trabajo que se está soldando es el mismo. En la industria, a menudo se utiliza soldadura autógena para soldar materiales como hierro y acero.

La soldadura heterogénea se define como un proceso de unión de dos o más componentes metálicos mediante un material de aporte (aleación de soldadura) cuya composición es diferente a la de las piezas de trabajo y cuya temperatura de fusión es inferior a la de los metales base. Este principio permite, por ejemplo, la unión de dos piezas de acero utilizando una aleación de metales distintos.

Este procedimiento se emplea específicamente cuando la soldadura autógena (unión de materiales idénticos sin material de aporte o con material idéntico) resulta ineficaz o inviable, especialmente al ensamblar metales que presentan características químicas o mecánicas que dificultan su integración directa.

Dependiendo de la técnica, se utilizan alambres, varillas o electrodos metálicos como material de aporte para rellenar el espacio interfacial y optimizar la resistencia de la unión.

En el ámbito odontológico, esta técnica juega un papel determinante, lo cual se evidencia en la amplia variedad de aleaciones de soldadura y fundentes que son actualmente suministrados por la industria especializada⁶².

El metal de aporte es una aleación que, una vez fundida, fluye y moja las piezas a unir, luego se solidifica formando la junta soldada. Las composiciones de las aleaciones de soldadura suelen ser diferentes de las de las aleaciones maestras. De hecho su punto de fusión, es inferior al de las sustancias individuales que las componen y debe ser inferior al de la aleación a soldar.

Soldadura con gas

La soldadura con gas, comúnmente conocida como soldadura con soplete, es un proceso de unión ampliamente utilizado en la confección de estructuras metálicas odontológicas, ya que permite obtener uniones con elevada resistencia mecánica y continuidad estructural. No obstante, el tipo de técnica de soldadura empleada puede influir de manera significativa en el comportamiento biomecánico de las prótesis implantosoportadas, afectando la distribución de tensiones y la estabilidad del conjunto protésico. En este contexto, se ha señalado que los procedimientos de soldadura desempeñan un papel determinante en la durabilidad clínica de las rehabilitaciones sobre implantes^{26,55}.

Los metales utilizados en este método suelen tener una temperatura de fusión que oscila entre 800 y 1200 °C, y se presentan en forma de varillas de pequeño diámetro, aproximadamente de 1.5 a 2 mm y una longitud de entre 120 y 150 mm. Adicionalmente, para asegurar una fusión eficiente del material, resulta esencial la aplicación de llamas con alto poder calorífico.

Un gas licuado a base de butano o propano puede alcanzar entre los 1500 y 1800 °C en el dardo, pero debido a inevitables dispersiones, la temperatura útil se reduce aproximadamente a 1300 °C.

Existen muchos gases combustibles licuados, aunque en la mayoría de los casos se utiliza butano o propano mezclado con oxígeno para crear una llama adecuada que puede superar los 2500°C.

Aunque la temperatura de la llama de butano- oxígeno es, calóricamente inferior a la del acetileno, es suficiente para soldar estructuras de prótesis dental obtenidas mediante aleaciones de metales nobles o a base de Ni-Cr. o Cr-Co.⁶²⁻⁶³.

La llama del soplete debe presentar una carburación libre de impurezas y una relación gas-oxígeno óptima para templar el área a soldar y fundir el material de aporte.

El propósito de este estudio fue evaluar la precisión de distintas técnicas convencionales empleadas para lograr el ajuste pasivo de barras implantosoportadas, utilizando como parámetro comparativo la obtención de estructuras mediante colada en una sola pieza frente a estructuras previamente seccionadas. Todas las barras fueron confeccionadas con una aleación de cromo-cobalto (Cr-Co) y posteriormente unidas mediante distintos métodos de fijación.

En este contexto, se compararon técnicas de soldadura convencional con el sistema de fijación tradicional y con un soporte denominado “*CLEVER-SPIDER*”. (*Smile-Line*. Suiza), a fin de analizar su impacto en la precisión del ajuste pasivo de las barras sobre un modelo maestro.

Dispositivo Clever Spider

El dispositivo *Clever Spider* (*Smile Line*, Saint-Imier, Suiza) es conocido por su facilidad de uso y precisión, y por ser una herramienta popular en el ámbito de la odontología para la soldadura y ajustes de precisión gracias a su diseño

ergonómico y su capacidad para proporcionar resultados consistentes y de alta calidad (Fig.4).



Figura 4- Dispositivo Clever Spider® (Smile Line®), utilizado como estructura de soporte para la estabilización y soldadura precisa de componentes protésicos.

Se destaca por su capacidad para realizar soldaduras precisas con mínima intervención manual, lo que reduce el margen de error y mejora la eficiencia en procedimientos dentales. Esta herramienta es especialmente útil en la creación y ajuste de estructuras de prótesis y barras coladas, donde la precisión y la calidad de la soldadura son cruciales.

Este instrumento permite un trabajo más sencillo, rápido y seguro que las técnicas convencionales. Es absolutamente estable, y se fabrica en una aleación refractaria cuyo CET (Coeficiente de expansión térmica) es ideal para esta aplicación. Cada “pata” de retención se puede doblar y desplegar a voluntad para adaptarse mejor a las estructuras a soldar. Esta técnica especial permite que el trabajo se realice con menor cantidad de revestimiento, y sobre todo con la enorme ventaja de limitar la absorción de calor.

En relación con este trabajo, y basados en antecedentes de la literatura actual, se plantea la hipótesis de que el ajuste de estructuras coladas soportadas por múltiples implantes se optimizará si se confeccionan seccionadas y luego se unen utilizando este dispositivo de soporte para soldar, en comparación con los métodos tradicionales y otras técnicas convencionales, como el uso de un instrumento tipo Clever-Spider⁶⁴.

Métodos de medición

Para la detección clínica del desajuste de las estructuras protéticas respecto a los implantes, se han descrito diversos métodos de evaluación. Uno de los procedimientos es aplicar presión digital alternativa sobre los distintos pilares, para establecer si existe balanceo de la prótesis observando la presencia de burbujas de saliva.

Otras técnicas incluyen el uso de un explorador o mediante radiografías, pero, en este último caso la toma debe ser perfectamente perpendicular a los márgenes.

El ajuste de un tornillo en el extremo de la barra y observar qué ocurre en el otro extremo (Prueba de Sheffield) es otro procedimiento práctico para evaluar el desajuste. El uso de estos y otros métodos de evaluación clínica permiten evidenciar distorsiones, pero no aportan información cuantificada del desajuste²⁶.

Para la evaluación cuantitativa, in vitro, del desajuste, se emplean distintos métodos y aparatología entre las que se mencionan, microscopio óptico, estereomicroscopio y microscopio electrónico, de igual forma, métodos digitales utilizando Escáneres ópticos, tomografía de coherencia óptica y tomografía micro computada.

El uso de estos últimos depende del material con que está confeccionada la estructura de la prótesis debido a que el distinto coeficiente de radiación puede determinar artefactos afectando la calidad de las imágenes. En análisis comparativos de los distintos métodos de evaluación, se reportaron valores disímiles^{61,65-71}.

HIPÓTESIS DE TRABAJO

El ajuste pasivo difiere según se obtengan supraestructuras sobre implantes utilizando una técnica de colada en pieza única, respecto a su obtención en forma seccionada y unidas por soldadura.

OBJETIVOS

Objetivo general:

- Determinar la precisión del ajuste pasivo, sobre implantes múltiples, de supraestructuras coladas en una sola pieza, o por colada en forma seccionada y soldadas mediante dos procesos diferentes.

Objetivos específicos:

1. Analizar el ajuste pasivo, sobre implantes múltiples, de estructuras coladas en una sola pieza, y estructuras coladas, sobre implantes unitarios
2. Evaluar el ajuste pasivo de estructuras obtenidas por colada en una sola pieza o seccionadas y posteriormente soldadas utilizando un método convencional o fijadas a un instrumento metálico de soporte.
3. Comparar diferencias en el ajuste pasivo de estructuras coladas obtenidas seccionadas y con posterioridad a ser soldadas empleando distintos métodos.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizó un estudio experimental in vitro mediante la confección de 30 probetas (n=30) que representan barras coladas en una sola pieza o seccionadas, que fueron posicionadas sobre un modelo maestro que representa un maxilar desdentado con implantes dentales (Diag.1).

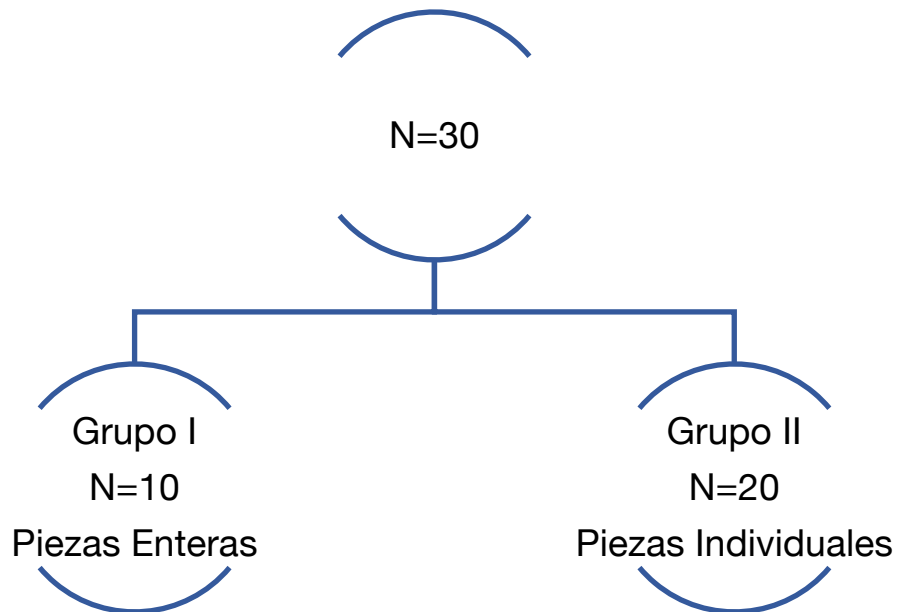


Diagrama 1 - Esquema General de Probetas

Modelo maestro

Para su elaboración se utilizó una base de acero inoxidable, material ampliamente empleado en aplicaciones técnicas debido a su alta resistencia mecánica, estabilidad dimensional y excelente resistencia a la corrosión, en la cual se prepararon los orificios destinados a la fijación de cuatro implantes de 4.3 mm de diámetro, 4.1mm de plataforma con hexágono de conexión externa. (Tree-Oss® Argentina) (Fig.5).



Figura 5. (A) Base del modelo maestro-preparada para recibir los análogos de implantes. (B) Análogos de implantes

Los implantes se dispusieron en una configuración trapezoidal. Los dos implantes centrales se ubicaron separados por 18 mm entre sí, mientras que los implantes externos se posicionaron a 9 mm de los centrales. A su vez, los implantes posteriores conservaron una distancia de 24 mm entre sí. Esta disposición buscó simular un arreglo ideal para la colocación de implantes destinados a la confección de una sobredentadura retenida por barras coladas (Fig.6).

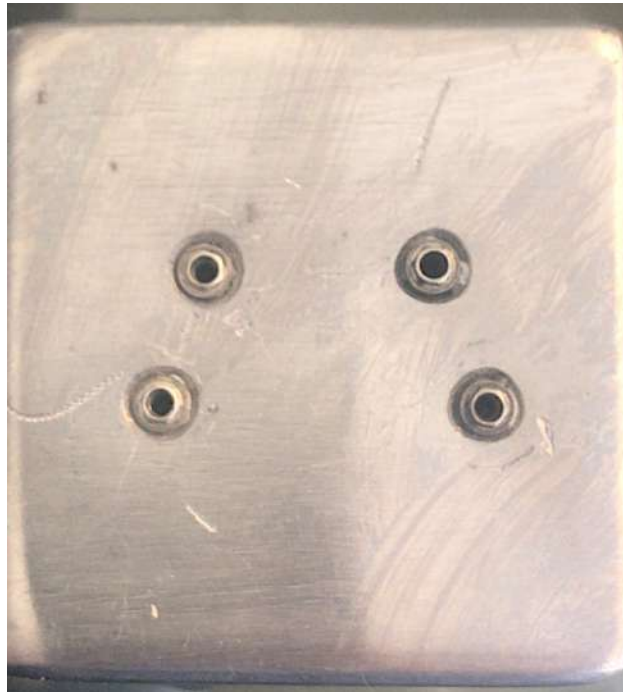


Figura 6. Modelo Maestro con Implantes Fijados

La unión de los implantes al modelo maestro se realizó mediante la colocación de clips metálicos rodeando la zona inferior de la plataforma, con el propósito de garantizar su correcta visibilidad y estabilidad durante el procedimiento de unión.

La fijación se efectuó utilizando una masilla epoxi bicomponente, consiguiendo una estructura sólida y rígida con propiedades mecánicas similares a las del metal.

Este material presenta además una notable capacidad de adhesión a diversos sustratos, lo que favorece la estabilidad del conjunto.

Una vez transcurrido el tiempo de fraguado recomendado por el fabricante, se realizaron pruebas repetidas de ajuste de los pilares con el fin de verificar la invariabilidad de su posición y asegurar la precisión del montaje.

Previo a la Fijación de los Implantes, en las caras axiales de las plataformas, se grabaron 6 líneas, tres (3) en las caras bucales y otras tantas en palatino/lingual con el objeto de definir áreas precisas para la medición del desajuste marginal de las probetas de ensayo. Estos detalles, se observan en la (Fig. 7).

ANÁLISIS DE AJUSTE Y PASIVIDAD DE SUPRAESTRUCTURAS PROTÉTICAS ANCLADAS SOBRE IMPLANTES MÚLTIPLES, OBTENIDAS POR COLADAS EN UNA SOLA PIEZA, POR PIEZAS INDIVIDUALES SOLDADAS EN FORMA CONVENCIONAL Y MEDIANTE LA UTILIZACIÓN DE UNA ESTRUCTURA METÁLICA DE SOPORTE.



Figura 7- Sitio de Implante con Líneas Axiales

Los sitios se visualizaron mediante una marca lineal efectuada mediante una Máquina de Grabado y Corte Laser BBM Modelo 420Pro que no afectó el margen de las plataformas de los implantes (Fig.8 A y B ,9).



Figura 8. (A) Máquina de Grabado y Corte Laser BBM Modelo 420Pro. (B) Soporte y Grabado de líneas con láser.

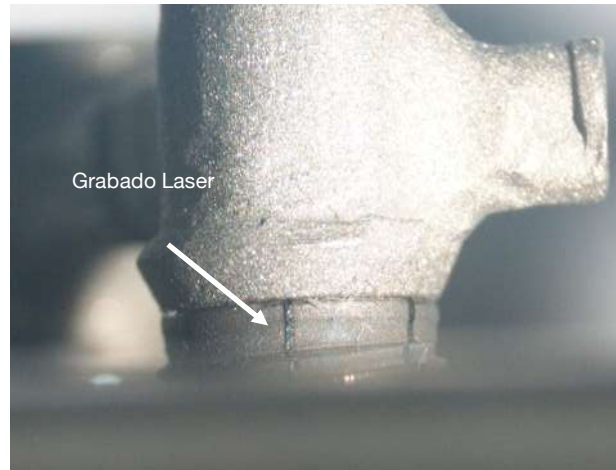


Figura 9. Líneas axiales grabadas.

Obtención de las Probetas de Ensayo

El proceso de elaboración de los especímenes de trabajo, se realizó en un laboratorio privado bajo condiciones de temperatura y humedad ambiente controladas en 24°C y 50% respectivamente.

El doctorando, se ocupó de calibrar al técnico operador, en el manejo del instrumental, del equipamiento específico, de los materiales utilizados y de la ejecución de los distintos pasos de la técnica.

Para la elaboración de las probetas, se utilizaron casquetes maquinados de material plástico calcinable (Tree-Oss®, RP 4.1, rotacionales) compatibles con la plataforma del implante para conformar los emergentes que se fijaron mediante sus correspondientes tornillos a los implantes en el modelo maestro para asegurar un adecuado ajuste y posición entre las partes.

Se los interrelacionó mediante un sistema de perfiles preformados calcinables de perfil bajo, donde el diámetro de la parte activa es de 1,8mm (FORM- AR RE-18BG) (Fig.10 A y B).



Figura 10. (A) Sistema Calcivable preformado de Perfil Bajo Form-Ar. (B) UCLA Calcinables Rotacionales 4.1mm H1CE Tree-Oss

Se los ubicó a una distancia vertical de 2 mm respecto a la base del modelo maestro y fueron unidos a los pilares calcinables con cera para modelar gris (THOWAX, YETI, Alemania) conformando probetas de una sola pieza que se puede observar en la figura 11.

Se conformó un grupo de 10 unidades (n=10) a las que se las identificó como Grupo I.

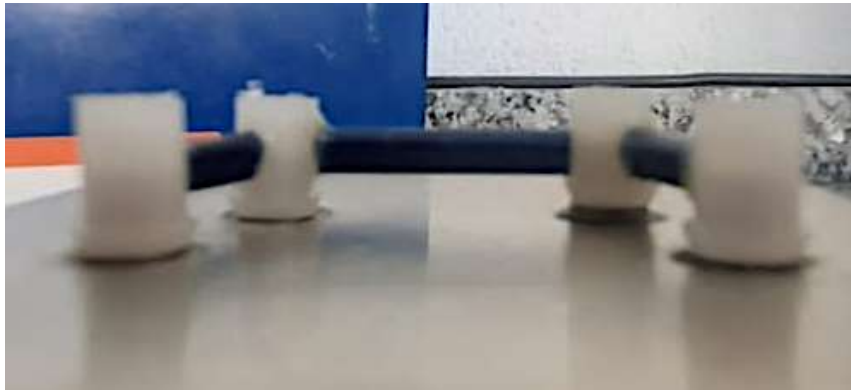


Figura 11. Probetas Enceradas para colada en 1 sola pieza.

El resto, constituido por las restantes 20 probetas, se conformaron de manera que los perfiles fueron unidos por un extremo a cada emergente calcinable, en tanto que el otro se dejó libre con una separación ajustada a una distancia de 0.15mm respecto al segmento contiguo para lo que se utilizó una sonda calibrada tipo *Feeler Gauge* para unificar el espacio entre las partes a soldar. Para resguardar el orden de cada una de las secciones que constituían cada muestra, se les realizó una marca identificatoria (1-4). Estos patrones fueron destinados a conformar el Grupo II (n=20). (Fig.12,A y B)



Figura 12. (A) Modelo de Probetas Enceradas para colada seccionadas con calibre a 0.15mm.
(B) Sondas calibradas,

Los patrones obtenidos fueron acondicionados para el procedimiento de investido mediante el uso de aros de colada circulares de silicona (Penghao, N.º 3 y 4), lo que permitió uniformar los espacios ocupados por el revestimiento de silicofosfato (956-YETI Expansion Plus Investment Material, Engen, Alemania). Posteriormente, se realizó la colada empleando una aleación metálica no noble a base de cromo-cobalto (Solibond C Plus, Alemania).

Las bases formadoras de crisol, utilizadas tenían forma cónica para facilitar el desplazamiento del metal en estado fluido durante el proceso de colada y los bebederos una longitud de 15mm y diámetro de 3mm, realizados mediante cera calibrada (Bego, Alemania)(fig.13).

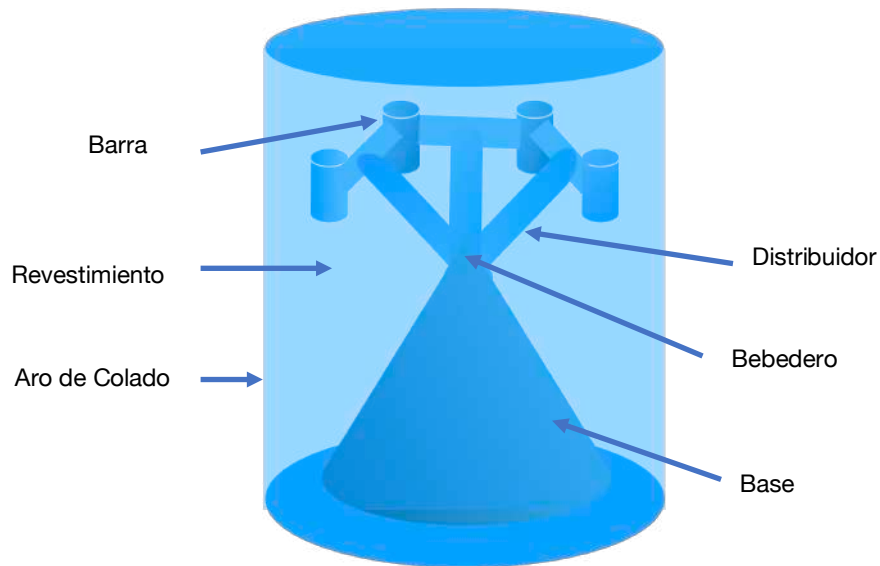


Figura 13. Esquema de Invertido en Aro de Colada

Para la realización de la colada, los cilindros de revestimiento fueron calefaccionados en horno para colada, marca Tecnodent H-21 E, hasta alcanzar una temperatura de 850°C, utilizando un rango de trepada de 10°C/minuto. Al alcanzar la temperatura final programada, se mantuvieron por 30 minutos para asegurar su distribución uniforme en toda la masa refractaria.

La fundición del metal se efectuó mediante soplete marca Tecnodent, con pico lluvia de 30 mm de diámetro y la llama por combustión de gas propano mezclado con oxígeno.

Para cada colada, se utilizaron 30 gramos de metal de manera de asegurar el perfecto llenado de cada uno de los moldes y un remanente suficiente para compensar flujo y presión adecuados durante la solidificación de las piezas.

Para la impulsión del metal, se utilizó una centrífuga marca Egeo, con base de aluminio, brazo articulado montado en rulemanes y una cuerda de acero para impulsar el centrifugado.

La fuerza de impulsión del brazo de la centrífuga, se reguló, tensando la cuerda, teniendo en cuenta el peso específico de la aleación utilizada (8.2g/cm^3).

Una vez completada la colada, tras la detención del brazo de colada, los cilindros, se colocaron sobre una mesa de enfriamiento, en un área libre de corrientes de aire hasta que alcanzaron la temperatura ambiente. para controlar condiciones óptimas de este proceso para el mantenimiento de las propiedades de la aleación utilizada.

Las figuras N°14 A y B muestran imágenes de un espécimen sobre la mesa de enfriamiento.

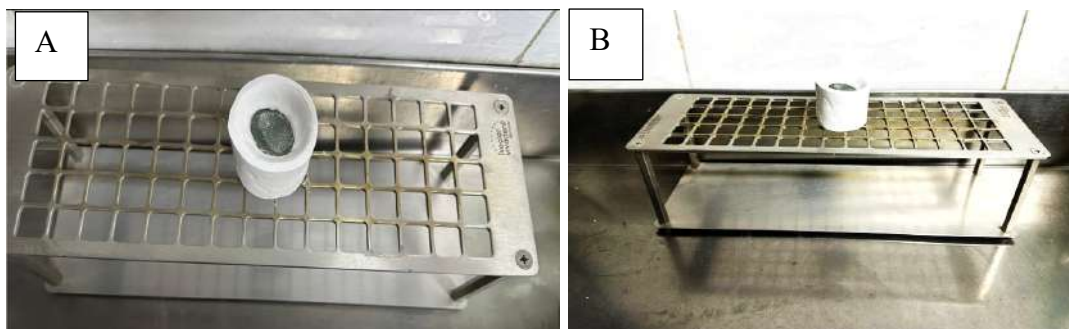


Figura 14 A y B. Se puede observar una pieza colada durante su enfriamiento.

Posteriormente, las probetas fueron desincluidas y limpiadas por enarenado mediante corindón de $250\mu/4\text{bar}$ de presión.

Una vez colados, los especímenes del Grupo I fueron numerados del 1 al 10, mientras que los del Grupo II fueron identificados en cada uno de sus segmentos (1–4), y posteriormente almacenados de manera adecuada para su correcta identificación (Fig.15 A y B).

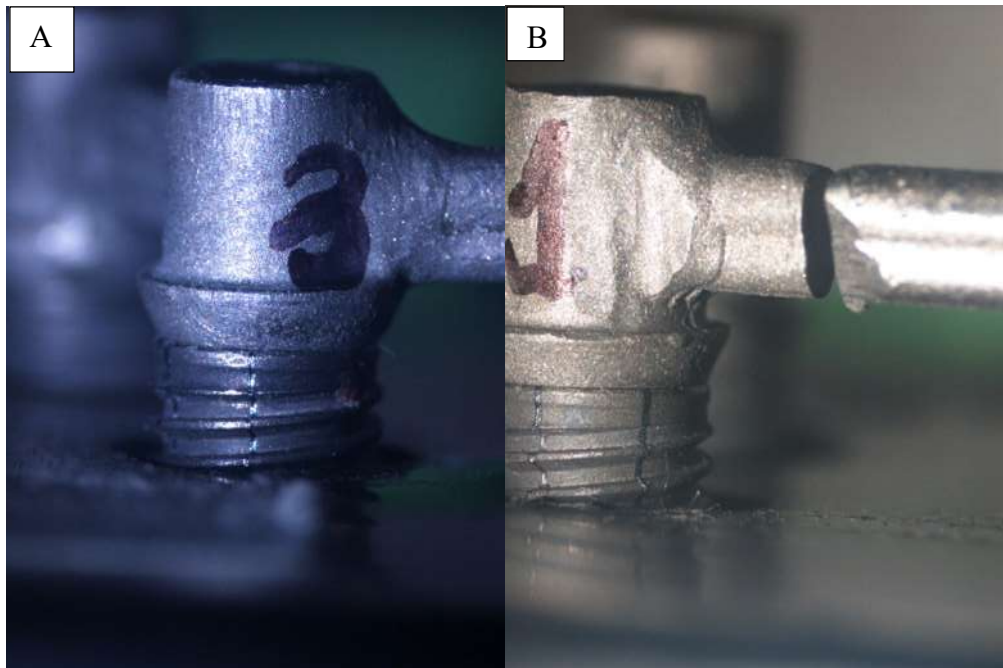


Figura 15 A y B. Se observan barras coladas en una sola pieza y barras seccionadas, debidamente identificadas.

Las partes constitutivas de las 30 (n=30) probetas fueron identificadas y almacenadas en cajas independientes.(Fig.16)



Figura 16. Método de Almacenamiento de Probetas (Grupo IIA)

Se descartaron luego de una primera inspección a ojo desnudo aquellas estructuras con signos evidentes de fallas de colada, luego se realizó un segundo control utilizando un estéreo microscopio de 10-20 X (AO42A/American Optical. USA). Los nódulos e irregularidades de colada fueron removidos bajo aumento, (10X) mediante instrumental rotatorio (Coxo) con fresas de carburo tungsteno redondas Nro.4 y/o piedras de diamante anillo rojo (30-40 μ m). En la figura N°17 A, B y C, se puede visualizar la lupa estereoscópica utilizada durante esta etapa.

ANÁLISIS DE AJUSTE Y PASIVIDAD DE SUPRAESTRUCTURAS PROTÉTICAS ANCLADAS SOBRE IMPLANTES MÚLTIPLES, OBTENIDAS POR COLADAS EN UNA SOLA PIEZA, POR PIEZAS INDIVIDUALES SOLDADAS EN FORMA CONVENCIONAL Y MEDIANTE LA UTILIZACIÓN DE UNA ESTRUCTURA METÁLICA DE SOPORTE.

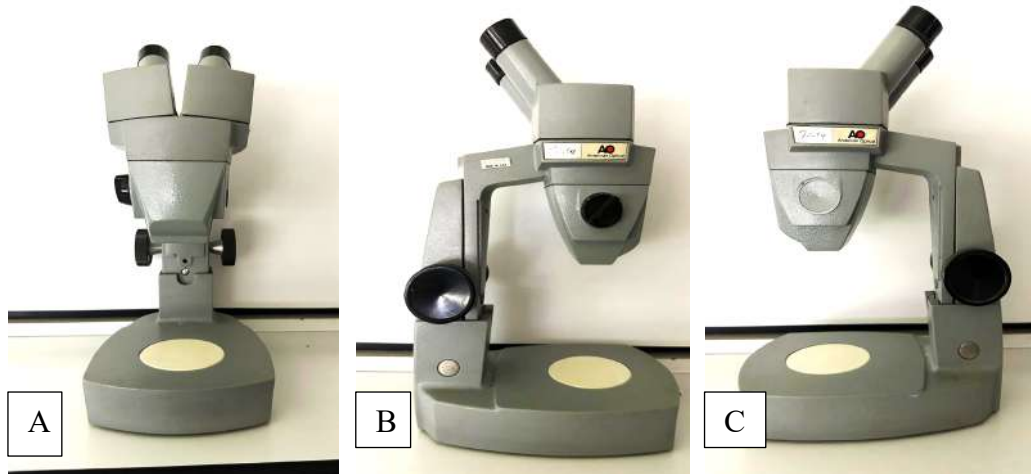


Figura 17 A, B y C. Lupa AO42A/American Optical. USA.

Las probetas (n=30), fueron divididas en tres grupos. Aquellas coladas en una pieza pasaron a constituir el Grupo I, (n=10) en tanto que las obtenidas a partir de patrones seccionados y que constituían el Grupo II, fueron distribuidas aleatoriamente en dos grupos de igual número, Grupo IIA (n=10) y IIB (n=10).

Diagrama N°2: distribución de las muestras y conformación de los grupos.

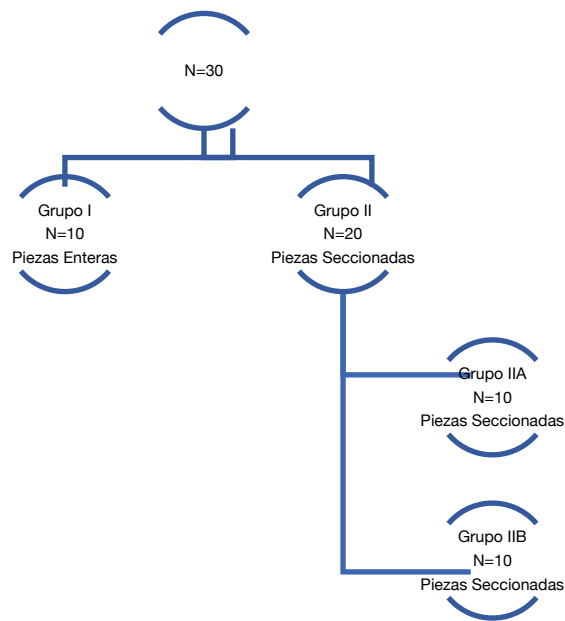


Diagrama 2. Esquema de Probetas con el Grupo II subdividido

Medición Inicial

La totalidad de las probetas coladas en piezas unitarias así como aquellas seccionadas fueron posteriormente montadas en el modelo maestro ajustando sus tornillos de sujeción con una carga de 15 Ncm (Newton/cm) para proceder a la medición del desajuste marginal.

En el caso de las seccionadas, como paso previo a su medición, se controló la separación entre las partes a soldar utilizando nuevamente la sonda calibrada tipo Feeler Gauge (Fig.18 A y B).

ANÁLISIS DE AJUSTE Y PASIVIDAD DE SUPRAESTRUCTURAS PROTÉTICAS ANCLADAS SOBRE IMPLANTES MÚLTIPLES, OBTENIDAS POR COLADAS EN UNA SOLA PIEZA, POR PIEZAS INDIVIDUALES SOLDADAS EN FORMA CONVENCIONAL Y MEDIANTE LA UTILIZACIÓN DE UNA ESTRUCTURA METÁLICA DE SOPORTE.

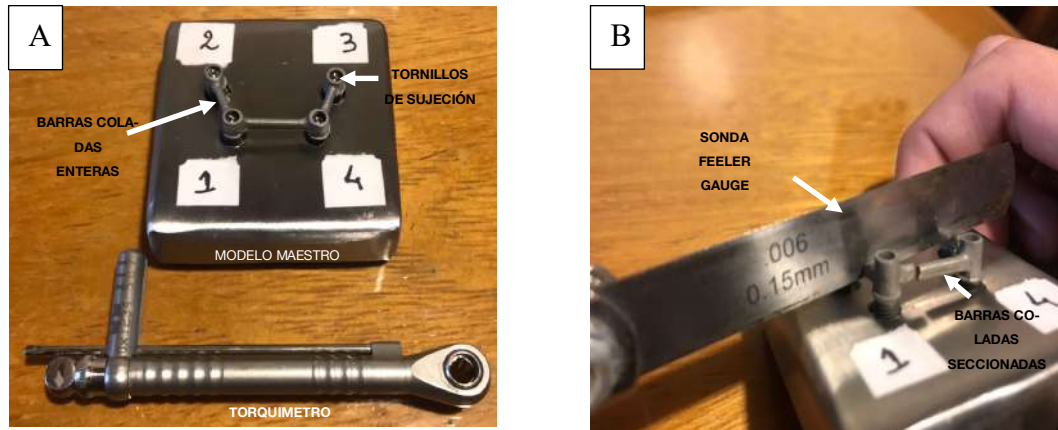


Figura 18. (A) Probeta colada en una sola pieza. (B) Probeta seccionada con sonda calibrada Feeler Gauge

El análisis de desajuste fue realizado mediante el uso de Lupa Estereoscópica. (Lupa Zeiss Stemi 2000-C, con Cámara Nikon y software ACT-2U Versión 1.11.22.156, Copyrigh©2004 Nikon Corporation) (Fig.19).

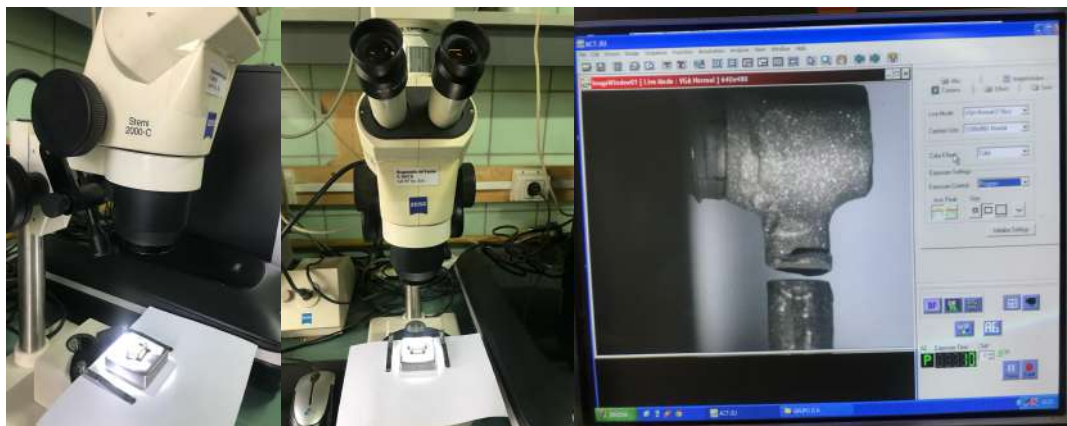


Figura 19. Lupa Estereoscópica Lupa Zeiss Stemi 2000-C, con Cámara Nikon incorporada, software ACT-2U Version 1.11.22.156, Copyrigh©2004 Nikon Co.

Para el examen, las piezas fueron posicionadas adecuadamente sobre la platina de la lupa de modo que los sitios a evaluar estuviesen centrados sobre la proyección de las líneas predeterminadas marcadas en el modelo maestro y la incidencia del ángulo de enfoque no constituyera un elemento distorsivo.

El doctorando, único operador de las muestras, debió calibrarse en el uso de la técnica (Anexo N^o 1).

Los sitios de medición, fueron fotografiados y las imágenes almacenadas en carpetas debidamente identificadas.

Los valores de desajuste se obtuvieron mediante el uso del software ImageJ que es un programa de procesamiento de imágenes diseñado para imágenes científicas, desarrollado por Wayne Rasband en el U.S. National Institutes of Health (NIH) que está en continuo desarrollo desde 1997 (Rasband, WS, ImageJ, U.S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA, <https://imagej.nih.gov/ij>, 1997-2016).

El método se basó en una secuencia de pasos que comenzó con la descarga del software y su posterior calibración, la cual se realizó mediante la fotografía de un calibre (SOMET, Checoslovaquia), visible en la Figura 20.

ANÁLISIS DE AJUSTE Y PASIVIDAD DE SUPRAESTRUCTURAS PROTÉTICAS ANCLADAS SOBRE IMPLANTES MÚLTIPLES, OBTENIDAS POR COLADAS EN UNA SOLA PIEZA, POR PIEZAS INDIVIDUALES SOLDADAS EN FORMA CONVENCIONAL Y MEDIANTE LA UTILIZACIÓN DE UNA ESTRUCTURA METÁLICA DE SOPORTE.



Figura 20. Calibre (SOMET, Made In Checoslovaquia)

Dado que las medidas a obtener eran lineales, fue necesario transformar los píxeles de cada imagen en micras tomando como referencia la imagen digitalizada del calibre mencionado. Una vez completado este proceso, la información de calibración obtenida fue almacenada para su uso consecutivo a lo largo de todo el trabajo (Fig.21).



Figura 21. Calibración de Software ImageJ con la escala de magnificación

A partir de este punto, se inició el procedimiento de análisis de las imágenes. Las fotografías de cada probeta y de cada área grabada fueron guardadas en archivos digitales, asignándoles una nomenclatura específica para su identificación: ej. Grupo IIA corresponde a Probeta A, Implante A, Línea 1. Este proceso resultó en un total de 24 imágenes por carpeta y 240 imágenes por cada grupo de estudio.

Para el procedimiento de medición, se seleccionó una imagen representativa dentro de cada grupo. Utilizando el ratón de la computadora, se trazó una línea sobre el área grabada con láser de cada probeta, asegurando que el ángulo de medición fuera de cero grados (0°) (Fig. 22).



Figura 22. Medición lupa estereoscópica Lupa Zeiss Stemi 2000-C, con cámara Nikon incorporada

Una vez completadas las 24 mediciones correspondientes a cada probeta, los guarismos obtenidos fueron almacenados en un archivo de Excel. La nomenclatura de estos archivos se estandarizó para facilitar su identificación y

Procesos de Soldaduras

Una vez realizadas las mediciones de las piezas individuales de los grupos IIA y IIB, los componentes seccionados fueron reposicionados en el modelo maestro y fijados utilizando resina acrílica para patrones (Duralay, Reliance, Worth Illinois, USA) (Fig.24).

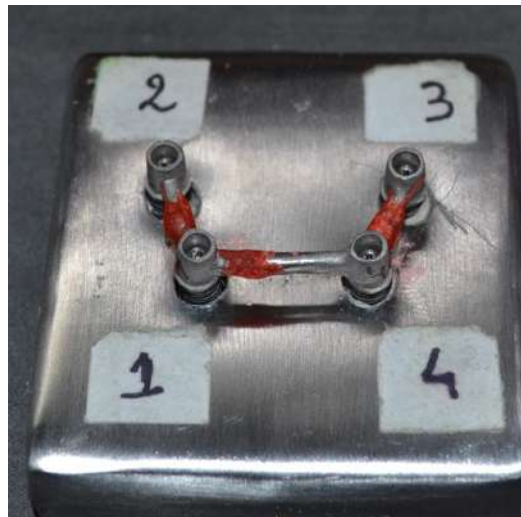


Figura 24. Probetas fijadas con resina acrílica duralay sobre el modelo maestro

Los componentes del Grupo IIA fueron investidos para su posterior soldadura, en un bloque de revestimiento a base de sílicofosfato (Fórmula I (Whip Mix. Co.) mezclado al vacío utilizando una máquina de espatulado mecánico a 450 RPM; de 10 mm de altura y una base trapezoidal que excedía la posición de las partes en aproximadamente 15mm por lado (Fig.25 y 26).

ANÁLISIS DE AJUSTE Y PASIVIDAD DE SUPRAESTRUCTURAS PROTÉTICAS ANCLADAS SOBRE IMPLANTES MÚLTIPLES, OBTENIDAS POR COLADAS EN UNA SOLA PIEZA, POR PIEZAS INDIVIDUALES SOLDADAS EN FORMA CONVENCIONAL Y MEDIANTE LA UTILIZACIÓN DE UNA ESTRUCTURA METÁLICA DE SOPORTE.



Figura 25. Probetas preparadas para su Investido



Figura 26. Probetas Investidas e Identificadas

Una vez fraguado el revestimiento, las estructuras fueron calefaccionadas hasta 600°C. en un horno para calentar cilindros para colado y mantenidas a dicha temperatura por 20 minutos para eliminar la resina de fijación y cualquier posible residuo.

A continuación, se realizó la soldadura de los distintos segmentos utilizando un soplete (Bego GmbH. Alemania) con llama dardo a base de gas propano y oxígeno (Fig.27).



Figura 27. Soldadura de segmentos en probetas con Soplete y llama dardo a base de gas propano y oxígeno.

Los especímenes que conforman el Grupo IIB, se posicionaron sobre una estructura metálica comercial denominada Clever Spider (Smile line. Suiza) compuesta por una base y 14 (catorce) espigas que poseen la flexibilidad adecuada para adaptarse a distintos tipos de estructuras y una alta tolerancia térmica que previene su deformación. Una vez fijados a esta estructura, se procedió a rellenar los espacios emergentes con revestimiento de silicofosfato para su posterior proceso de soldadura (Fig.28).

ANÁLISIS DE AJUSTE Y PASIVIDAD DE SUPRAESTRUCTURAS PROTÉTICAS ANCLADAS SOBRE IMPLANTES MÚLTIPLES, OBTENIDAS POR COLADAS EN UNA SOLA PIEZA, POR PIEZAS INDIVIDUALES SOLDADAS EN FORMA CONVENCIONAL Y MEDIANTE LA UTILIZACIÓN DE UNA ESTRUCTURA METÁLICA DE SOPORTE.

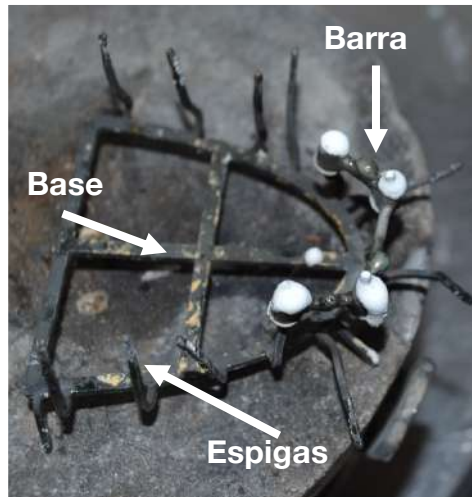


Figura 28. Probetas fijadas con revestimiento a estructura clever spider (Smile Line[®], Suiza)

Fraguado el revestimiento, se procedió a la eliminación de la resina mediante la aplicación de una llama dardo con soplete y posteriormente se procedió a realizar la soldadura (Fig.29).

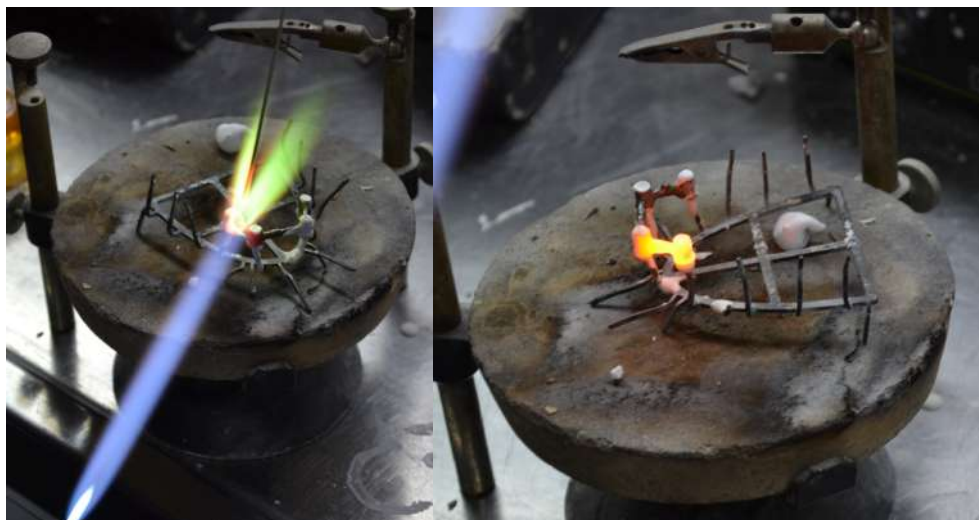


Figura 29. Soldadura de segmentos sobre estructura Clever Spider.

Para ambos grupos se empleó una soldadura especial (Standard S4 PF, Metalor, Neuchâtel, Suiza), cuya fórmula está específicamente diseñada para la aleación utilizada en la confección de las muestras.

Una vez eliminada la resina de unión, se aplicó una solución a base de borato de sodio (Fluxol, Bego GmbH. Bremen- Alemania) sobre los sitios a soldar para facilitar el corrimiento de la soldadura durante el proceso.

Completado el proceso, se eliminó el revestimiento utilizando un tratamiento de chorreado mediante corindón de 100micras a 2bar de presión (Fig.30).



Figura 30. Probetas soldadas y tratadas con chorreado de corindón de 100micras a 2N de presión.

Medición Final

Las estructuras correspondientes a los grupos IIA y IIB, se montaron nuevamente en el modelo maestro y se fijaron mediante sus tornillos a 15Ncm2 para realizar una segunda medición (Fig.31).

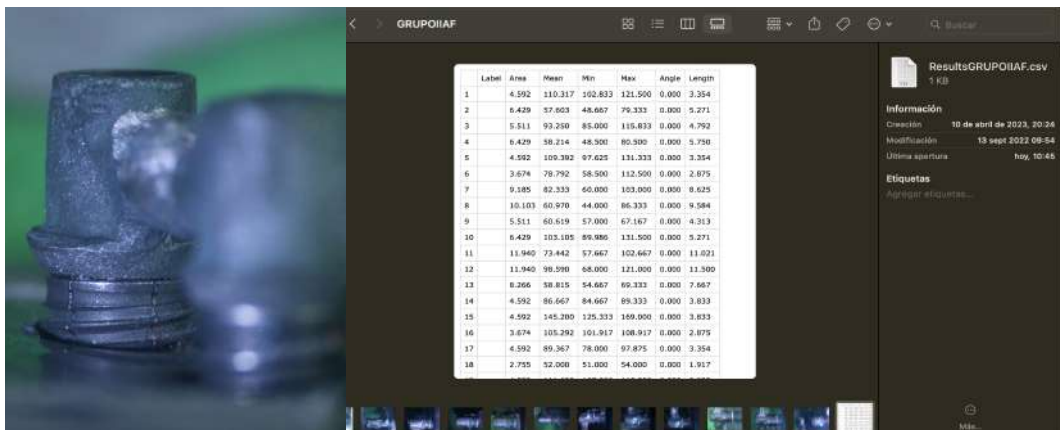


Figura 31. Modelo de mediciones sobre probetas soldadas

Los valores resultantes de las distintas mediciones realizadas sobre cada una de las muestras fueron registrados y tabulados para su posterior análisis estadístico. Cada planilla contenía los valores individuales de las 24 mediciones correspondientes a cada espécimen.

Al completarse la totalidad de las soldaduras con los métodos propuestos, se dio por finalizado el esquema experimental del trabajo. La conformación de los grupos analizados en las distintas etapas se representan en el siguiente esquema.

El diagrama N°3: Representa las probetas analizadas y su distribución en las distintas etapas del trabajo.

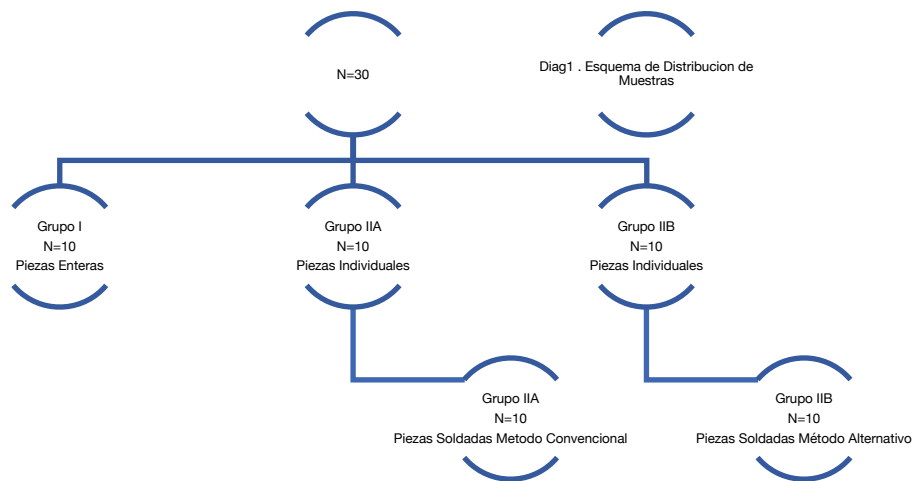


Diagrama 3. Esquema final de distribución de muestras

En segunda instancia, los valores finales, representativos de cada muestra correspondiente a los distintos grupos, se volcaron a planillas representativas de (N=10) probetas cada uno y sometidos a análisis estadístico.

RESULTADOS

Fase 1 – Evaluación de los datos finales de los tres grupos

Los resultados fueron organizados y analizados por fases.

En la primera, se llevó a cabo el análisis de los valores finales correspondientes a los tres grupos experimentales. El grupo I. registró una media de 82,684, en tanto para el IIA., fue de 96,078 y en el IIB 103.138, tras la soldadura de las muestras pertenecientes a los grupos IIA y IIB los que se muestran en la tabla N°1.

Tabla Nro 1.- Valores finales tras soldaduras en los grupo IIA y IIB

	N	Media aritmética	Desviación estándar	Error estándar	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
Grupo I	10	82,684	9,633	3,046	75,793	89,575	68,057	98,191
Grupo IIA	10	96,078	17,177	5,432	83,790	108,366	79,522	126,947
Grupo IIB	10	103,138	17,618	5,571	90,534	115,741	87,900	147,125

Se muestran los valores de la media aritmética, SD, SE y diferencias máximas y mínimas.

Esta evaluación se realizó mediante Análisis de Varianza, lo que se puede observar en la tabla N°2.

Se calcularon estadísticos descriptivos e intervalos de confianza (95%) para la media aritmética de cada uno de los tres grupos.

La comparación entre grupos se realizó por medio de análisis de variancia. Este análisis se complementó con cálculo de contrastes ortogonales para comparar al grupo control (sin corte) con los grupos con corte y soldadura en primera instancia y luego entre los dos últimos.

El nivel de significación fue establecido en $P < 0,05$.

Tabla Nro 2.- Análisis de varianza (ANOVA) y contrastes ortogonales.

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Técnica	(2158,582)	(2)	(1079,291)	4,637	0,019
GI vs. GII	1909,400	1	1909,400	8,204	0,008
GIIA vs GII B	249,180	1	249,180	1,071	0,310
Error	6284,190	27	232,748		
Total	8442,772	29			

Es significativa la diferencia entre el Grupo I y IIA y IIB, ($P=0,008$); pero no es significativa la diferencia entre GIIA y GII B. ($P=0,31$)

En la figura N°32, se presenta una representación gráfica de los valores medios finales de ajuste en cada uno de los grupos. Las líneas verticales dentro de cada columna corresponden a una desviación estándar por debajo y por sobre la media aritmética.

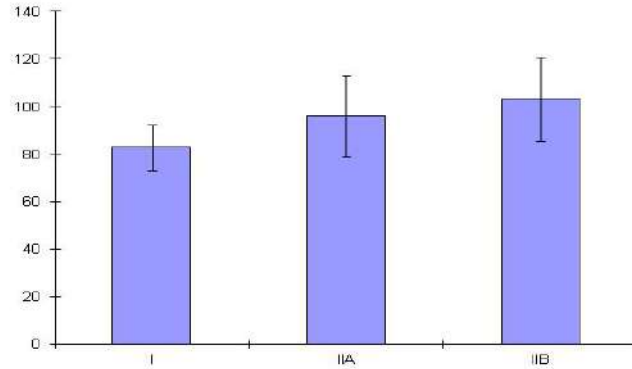


Figura 32. Representación gráfica de los valores medios finales de ajuste en cada uno de los grupos

Fase 2.- Comparación entre datos antes y después de la soldadura en los grupos IIA y IIB.

En esta fase se utilizó el test de student para comparar la situación antes y después de la soldadura dentro de cada uno de los sub grupos IIA y IIB, lo que se observa en la tabla N°3.

Tabla Nro 3.- Comparación entre antes y después de la soldadura dentro de cada grupo utilizando test de student

	Diferencias relacionadas					t	gl	Sig. (bilateral)
	Media aritmética	Desviación estándar	Error estándar	95% Intervalo de confianza para la diferencia				
				Inferior	Superior			
Grupo IIA Inicial - Final	1,233	28,536	9,024	-19,181	21,646	0,137	9	0,894
Grupo IIB Inicial - Final	-4,607	19,517	6,172	-18,568	9,355	-0,746	9	0,474

No hay diferencia significativa en ninguno de los dos grupos entre la situación inicial y la posterior a la soldadura.

Se calculó también la diferencia entre el valor de las muestras seccionadas y luego de ser soldadas y se compararon los datos registrados, entre los grupos IIA y IIB por medio de la prueba no paramétrica de Mann-Whitney lo cual se visualiza en la tabla N°4.

El nivel de significación fue establecido para $P < 0,05$.

Tabla N°4. Comparación entre las diferencias antes y después de la soldadura observadas entre los grupos IIA y IIB., mediante prueba paramétrica de Mann -Witney

Grupo	IIA	IIB
Cantidad	10	10
Media arit.	1,233	-4,607
Desv. Est.	28,536	19,517
P (alfa)	0,41	

No hay diferencia significativa entre grupos habiendo analizado una muestra amplia de datos. $P=0.41$

En el gráfico de las media de las diferencias entre los valores antes y después de la soldadura en los grupos IIA y IIB las líneas verticales dentro de cada columna corresponden a una desviación estándar por debajo y por sobre la media aritmética (Fig.33).

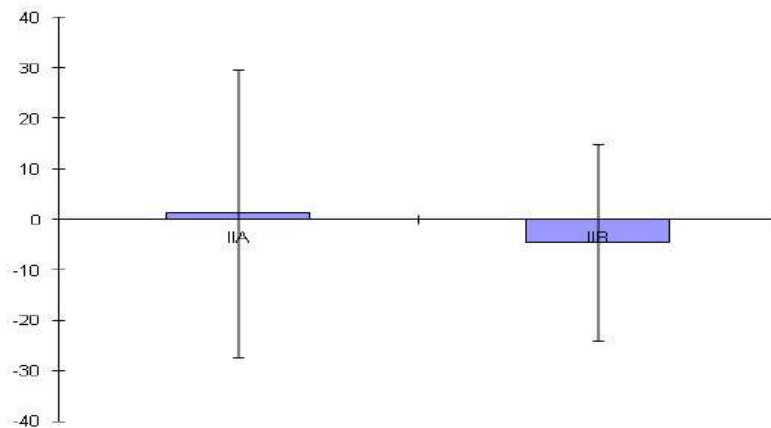


Figura 33. Gráfico de la media de las diferencias antes y después de la soldadura en Grupos IIA y IIB

Los resultados dentro de los Grupos IIA y IIB, una vez soldados, mostraron un desajuste de las estructuras de $96,078\mu\text{m}$ y $103,138\mu\text{m}$ respectivamente.

La diferencia en el desajuste en el Grupo IIA . y Grupo IIB. comparando, antes y después de soldar sus componentes, fue de: $1.233\mu\text{m}$ y $-4,607\mu\text{m}$ respectivamente.

Su análisis estadístico por medio de la prueba no paramétrica de Mann-Whitney no fue estadísticamente significativa ($P=0,41$) (tabla N^{ro}.4).

Al comparar la incidencia del método de soldadura utilizado en cada grupo, se utilizó el Test T de Student no estableciéndose diferencias significativas entre ellos.

Fase 3.- Análisis de los datos finales (soldados) en los grupos IIA y IIB.

Se calcularon estadísticos descriptivos y la comparación entre grupos se realizó por medio la prueba de t de Student para grupos independientes.

El nivel de significación fue establecido en $P < 0,05$ (Tabla Nro.5).

Tabla Nro. 5 .Muestra datos estadísticos descriptivos para datos finales.

	N	Media aritmética	Desviación estándar
Grupo IIA	10	96,078	17,177
Grupo IIB	10	103,138	17,618

Se puede apreciar la diferencia entre las medias aritméticas de ambos grupos y sus respectivas SD.

DISCUSIÓN

Los especímenes evaluados, fabricados a través de procesos de colada, seccionados y soldados, registraron desajustes de 96,078 μm y 103,138 μm en los correspondientes grupos. En contraste, las muestras obtenidas por colada monobloque evidenciaron un desajuste de 82,684 μm .

Respecto a este análisis comparativo, distintos estudios muestran conclusiones controversiales al comparar muestras de estructuras protéticas de piezas múltiples obtenidas por método de colada en forma unitaria en comparación a aquellas que se cuelean en forma seccionadas.

Distintos trabajos concluyen que la obtención de estructuras para prótesis soportadas por pilares múltiples en una sola pieza, en general, presentan un desajuste mayor que aquellas obtenidas en forma seccionada y luego soldadas^{18, 26-29}.

Sin embargo otros autores muestran resultados dispares, coincidentes con el presente estudio donde el desajuste fue menor para las estructuras coladas como pieza única respecto a aquellas obtenidas en forma seccionadas que pueden considerarse como unitarias, sin determinar diferencias significativas al confeccionar restauraciones soportadas por pilares múltiples lo que sí ocurrió, en el presente trabajo⁴¹⁻⁴³.

La técnica de colada, por el método de cera perdida, utilizando máquinas centrífugas, fue empleado para la realización de este estudio por ser aún, el procedimiento más común de fabricación de estructuras protéticas metálicas.

El uso de este método, implica una variedad de pasos clínicos y de laboratorio, que incluyen la toma de impresiones, obtención de modelos, el encerado del conjunto, su investido, y finalmente los procedimientos de colada y pulido.

El potencial para generar una distorsión existe en cada uno de estos pasos, que pueden dar como resultado un ajuste no pasivo de la restauración^{18,39-42}.

Estudios de desajuste de estructuras protéticas utilizando procedimientos de colada, empleando aleaciones nobles, reportan mejores resultados que cuando se usan aleaciones no nobles^{32,42}.

La utilización de procedimientos digitales de diseño y manufacturación (CAD-CAM) permiten lograr mejores ajustes que cuando se generan por colada^{19,22,24}.

En este trabajo los valores variaron entre 82,684µm al ser obtenidas como pieza única y 98,531µm al considerar aquellas coladas seccionadas.

Abduo J.³⁸, en un artículo de revisión reporta que el desajuste de estructuras obtenidas por colada puede promediar 150µm. en tanto que aquellas obtenidas por CAD CAM, se ubica por debajo de las 30µm.

Otros autores, sin embargo, concluyen que ello ocurre únicamente cuando se trata de restauraciones individuales y determinan que estructuras soportadas por múltiples implantes no presentan diferencias significativas al utilizar uno u otro procedimiento²¹.

Oteiza-Galdón, *et al.*³³, señalan que las estructuras realizadas en Cr-Co son clínicamente aceptables y que en la comparativa de piezas múltiples realizadas con esta aleación, utilizando la técnica de fresado mostraron una

precisión dimensional similar a las obtenidas con Ti. y los valores de ajuste son menores a los reportados por otros autores al utilizar procedimientos de colada.

Al evaluar el uso de nuevas tecnologías, diversos autores, manifiestan que aún se carece de suficiente evidencia^{21,22,24}.

En este trabajo para evaluar la incidencia del procedimiento de soldadura, las partes fueron preparadas en forma seccionada de modo que la separación entre los extremos a unir estuviese comprendida en el rango de valores considerados adecuados para soldar ($\leq 0.15\text{mm}$) sin generar distorsiones que pudieran afectar la pasividad de la estructura, con la tecnología utilizada. Si las partes, son seccionadas luego de colarlas se genera un espesor no menor a $50\mu\text{m}$ lo que incidiría negativamente en el ajuste final⁴³.

Algunos reportes señalan que, si se corta una estructura ya colada con disco de diamante de 0.2mm se genera un espacio entre las partes de 0.25 a $0,5\text{mm}$. o más, lo que al realizar la soldadura produciría deformación de la estructura con un incremento en el desajuste.

El grupo IIA fue soldado sobre base de revestimiento y el IIB, fijado sobre una estructura metálica utilizada como soporte.

Una vez soldadas las probetas, el desajuste fue de $98,535\mu\text{m}$. y de $103,138\mu\text{m}$., con una discrepancia de $1,233\mu\text{m}$ para el grupo IIA y de $4,607\mu\text{m}$ en el IIB.

Las diferencias, intra grupos, no fueron estadísticamente significativas lo que muestra la eficacia de las técnicas de soldadura utilizadas ($P:0,38$). Tampoco se registraron discrepancias al comparar los procedimientos utilizados ($P:0,4$).

En la literatura, se describen procedimientos comparativos entre soldaduras convencionales vs. soldaduras laser, pero no se encontraron referencias a la utilización del soporte metálico Clever Spider utilizado en este estudio cuyo uso dio como resultado que es perfectamente apto para el procedimiento al compararlo con el método convencional.

El grado de desajuste obtenido en los tres grupos de muestras analizadas, se podrían considerar comprendidos dentro de parámetros clínicos compatibles con salud, aunque al respecto, distintos autores discrepan, considerando rangos muy variables que oscilan entre 10 y 150 μ m.

No se dispone, hasta la fecha, de respaldo científico con evidencias suficientes, que avalen las distintas afirmaciones^{4,20-22,24-26}.

Los resultados obtenidos muestran que tanto las estructuras coladas en una sola pieza como aquellas obtenidas por colada seccionada y soldadura, lograron valores de desajuste que se mantienen dentro del rango considerado clínicamente aceptable (entre 82 y 103 μ m). Este hallazgo coincide con lo planteado por autores como Jemt y Abduo, quienes refieren que, si bien el objetivo ideal es una pasividad completa, valores de desajuste menores a 150 μ m se consideran compatibles con la salud periimplantaria^{22,38}.

En línea con lo propuesto por Branemark y otros pioneros, el concepto de pasividad no es absoluto, sino que se enmarca en una tolerancia biomecánicamente aceptable.

Los valores observados en este estudio respaldan la viabilidad de técnicas convencionales de colada y soldadura, especialmente cuando se utilizan recursos como el dispositivo Clever Spider, cuya efectividad, si bien no superó

estadísticamente al método tradicional, demostró un comportamiento clínicamente comparable³⁴⁻³⁶.

En este trabajo la comprobación se efectuó utilizando un microscopio óptico dotado de cámara fotográfica y se mensuró mediante software Image j.

Distintos sistemas, fueron desarrollados para realizar análisis de pasividad tanto a nivel clínico como, para estudios in vitro. Algunos solo pueden ser utilizados en solo uno de los campos.

Al respecto, se propusieron diversos métodos, aunque ninguno hasta el momento, constituye un estándar. Entre ellos; microscopio óptico comparador, métodos fotogramétricos, palpación de superficie, lector laser, microtomografías^{7,20,28,34,35,39,40}.

En contraste, las estructuras seccionadas y luego soldadas, especialmente al utilizar dispositivos como el Clever Spider, ofrecieron resultados comparables, sin diferencias estadísticamente significativas respecto al método tradicional, pero con una leve mejora en la estabilidad dimensional post-soldadura.

CONCLUSIONES

Con las limitaciones propias de este estudio se puede concluir que:

- a) La obtención por procedimientos de colada de barras en pieza única o seccionadas y luego soldadas para conectar implantes múltiples, constituye un método apto para obtener un ajuste pasivo con rangos compatibles con salud.
- b) Los procedimientos de soldadura convencional, en conjunto con la utilización de una estructura metálica de soporte especializada (Clever Spider), demostraron ser adecuados para la unión de estructuras metálicas sin comprometer la precisión de su ajuste final.

La técnica de colada en pieza única de estructuras soportadas por implantes múltiples o para piezas unitarias, es adecuada para obtener un ajuste pasivo compatible con parámetros de salud.

Por todo lo antes descrito es que se puede concluir que los hallazgos de este estudio aportan evidencia que respalda la utilización de distintas técnicas de confección de supraestructuras protéticas sobre implantes múltiples, permitiendo establecer que tanto la colada en una sola pieza como las uniones por soldadura convencional, con o sin estructura metálica de soporte, constituyen procedimientos técnicamente viables para lograr un ajuste pasivo dentro de parámetros clínicamente aceptables.

La confirmación de estos métodos como adecuados en términos de ajuste y estabilidad proporciona al clínico y al laboratorio dental un marco confiable

para la selección de protocolos de confección de barras coladas, en función de las condiciones específicas del caso.

El presente estudio contribuye significativamente a la comprensión de la rehabilitación implantosoportada, al consolidar criterios técnicos específicos que inciden directamente sobre la calidad del ajuste protésico. Esta consolidación es crucial, ya que el grado de ajuste influye de manera determinante en la distribución de cargas y, consecuentemente, en la preservación a largo plazo de los tejidos periimplantarios.

Asimismo, sienta las bases para el desarrollo de nuevas líneas de investigación orientadas a optimizar los procesos de fabricación y ensamblaje de estructuras protéticas, con énfasis en la predictibilidad biomecánica y biológica a largo plazo.

Por lo que se propone luego de los resultados obtenidos diversas líneas de investigación complementarias orientadas a profundizar el conocimiento sobre el ajuste pasivo de supraestructuras implantosoportadas. Entre ellas, se destacan los análisis comparativos del ajuste pasivo en supraestructuras sobre implantes unitarios en relación con implantes múltiples; la evaluación del ajuste de barras coladas confeccionadas con distintas aleaciones, tanto nobles como no nobles; y la comparación entre barras coladas, maquinadas e impresas mediante tecnologías digitales.

Asimismo, resulta pertinente analizar el comportamiento del ajuste en estructuras unidas mediante soldaduras convencionales frente a soldaduras láser, así como comparar estructuras soldadas con distintos grados de separación entre los segmentos, empleando diferentes métodos de unión (invertido, sistemas tipo Clever Spider y soldadura láser). En este contexto, el análisis metalográfico de las soldaduras, en función tanto de la técnica empleada como

de la separación entre las partes a unir, constituye una herramienta fundamental para comprender los mecanismos microestructurales involucrados.

Desde el punto de vista clínico, y considerando la casuística necesaria y los principios bioéticos vigentes, futuras investigaciones deberán orientarse a estudios longitudinales de largo plazo, idealmente con seguimientos mínimos de cinco años. En particular, resulta de interés evaluar la respuesta de los tejidos periimplantarios en pacientes rehabilitados con sobredentaduras soportadas por dos o cuatro implantes unidos mediante barras, así como comparar dicha respuesta en pacientes portadores de sobredentaduras soportadas por implantes múltiples unidos por barras frente a aquellos con retenedores individuales tipo bola.

El desarrollo de estas líneas permitirá ampliar la evidencia científica disponible y contribuir a la optimización del diseño, fabricación y comportamiento clínico de las supraestructuras implantosoportadas.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Zurbano Cobas A, Zurbano Cobas L, Borges Machín AY, Mazorra O'Farrill T. Apuntes históricos sobre implantología oral y su impacto científico y sociocultural en los estudios estomatológicos. EDUMCENTRO. 2017;9(4):114–28.
2. Jemt T. Fracasos y complicaciones en 391 prótesis fijas insertadas consecutivamente soportadas por implantes Branemark en mandíbulas edéntulas: un estudio del tratamiento desde el momento de la colocación de la prótesis hasta el primer control anual. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991;6:270–7.
3. Balderas Tamez JE, Neri Zilli F, Fandiño LA, Guizar JM. Factores relacionados con el éxito o el fracaso de los implantes dentales colocados en la especialidad de Prostodoncia e Implantología en la Universidad de La Salle Bajío. Rev Esp Cir Oral Maxilofac. 2017;39(2):63–71.
4. Muratori G. Implantología ayer, hoy y mañana. Rev Esp Odontomatol Impl. 1996;4:67–78.
5. Ueda T, Kremer U, Katsoulis J, et al. Long-term results of mandibular implants supporting an overdenture: implant survival, failures, and crestal bone level changes. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011;26:365–72.

6. Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, et al. Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *J Dent Res.* 2012; 91:242–8.
7. Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(4):539–45.
8. Fueki K, Kimoto K, Ogawa T, Garrett NR. Effect of implant-supported or retained dentures on masticatory performance: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98(6):470–7.
9. Korte JJ, Nentwig GH. Long-term results of osseointegrated implants in different bone types. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(5):640–6.
10. Pjetursson BE, Valente NA, Strasding M, Zwahlen M, Liu S, Sailer I. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(Suppl 16):199–214.
11. Herman M, Ali A, Ross C. The importance of surgical technique in the success of dental implants: a review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2021;36(4):785–94.
12. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry.* 3rd ed. St. Louis: Mosby; 2008.
13. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M. Fixed implant-supported prostheses: the effect of prosthesis design and adjustment on clinical outcomes. *Clin Oral Implants Res.* 2021;32(3):380–91.

14. Sailer I, Karasan D, Todorovic A, Ligoutsikou M, Pjetursson BE. Fallos protésicos en la terapia de implantes dentales. *Periodontol* 2000. 2022;88(1):130–44.
15. Nassar HI, Fateen A. Accuracy of fit for cobalt-chromium bar over two implants fabricated with different manufacturing techniques: an in-vitro study. *BMC Oral Health*. 2023;23(1):946.
16. Verma A, Singh SV, Arya D, Shivakumar S, Chand P. Mechanical failures of dental implants and supported prostheses: a systematic review. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2023;13(2):306–14.
17. Slot W, Raghoobar GM, Vissink A, Huddleston Slater JJ, Meijer HJ. A systematic review of implant-supported maxillary overdentures after a mean observation period of at least 1 year. *J Clin Periodontol*. 2010;37(1):98–110.
18. Lavery DP, Green D, Morrison D, Addy L, Thomas MB. Implant retention systems for implant-retained overdentures. *Br Dent J*. 2017;222(5):347–59.
19. Mallat-Callís E. Aspectos de interés en el diseño de sobredentaduras sobre implantes. *RCOE* [Internet]. 2006 [citado 2025 oct 16];11(3):329–43. Disponible en: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1138-123X2006000300004

20. Moeller MS, Duff RE, Razzoog ME. Rehabilitation of malpositioned implants with a CAD/CAM milled implant overdenture: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2011;105(3):143–6.
21. Jemt T, Lindén B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7:40–4.
22. Tallarico M, Fiorillo L, Montanari M, Scrascia R, Cristache CM, Ferrari E, et al. One-year multicenter randomised controlled trial comparing OT Equator® and Locator attachments to retain an early loaded implant overdenture on two implants. *Int J Biomater* [Internet]. 2023 ;2023:2745262. doi:10.1155/2023/2745262
23. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9:345–60.
24. Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(4):539–45.
25. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent.* 1999;81:7–13.

26. Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, Zarone F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12(Suppl 1):63–76.
27. Barbosa GA, Bernardes SR, de França DG, das Neves FD, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Stress over implants of one-piece cast frameworks made with different materials. *J Craniofac Surg.* 2016;27(1):238–41.
28. Lian M, Zhao K, Wang F, Huang W, Zhang X, Wu Y. Stud vs bar attachments for maxillary four-implant-supported overdentures: 3- to 9-year results from a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019;34(4):936–46.
29. Rinke S, Rasing H, Gersdorff N, Buegers R, Roediger M. Implant-supported overdentures with different bar designs: a retrospective evaluation after 5–19 years of clinical function. *J. Adv. Prosthodont.* 2015;7(4):338–43.
30. Mukhopadhyay P, Khalikar A, Wankhade S, Deogade S, Shende R. The passive fit concept: a review of methods to achieve and evaluate in multiple unit implant supported screw retained prosthesis. *J Dent Oral Sci [Internet].* 2021;3(2):2. doi:10.37191/Mapsci-2582-3736-3(2)-083
31. Buzayan MM, Yunus NB. Analysis of fit on implants of chrome cobalt versus titanium frameworks made by CAD/CAM milling. *J Indian Prosthodont Soc.* 2014;14(1):16–23.

32. Oteiza-Galdón B, Martínez-González A, Escuder AV. Analysis of fit on implants of chrome cobalt versus titanium frameworks made by CAD/CAM milling. *J Clin Exp Dent*. 2020;12(10):e951–7.
33. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses*. Chicago: Quintessence; 1985. p. 253.
34. Klinberged IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J*. 1985;28:63–9.
35. De Luna Gomes JM, Dantas de Moraes SL, Araujo Lemos CA, Silva Cruz R, Fernandes EF, Oliveira HF, et al. Systematic review and meta-analysis of welding procedures in one-piece cast implant-supported frameworks. *Braz Oral Res [Internet]*. 2019;33:e110. doi:10.1590/1807-3107bor-2019.vol33.0110
36. Barbosa GA, Simamoto Júnior PC, Fernandes Neto AJ, Mattos MG, Neves FD. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. *Braz Dent J*. 2007;18(2):139–43.
37. Abduo J. Fit of CAD/CAM implant frameworks: a comprehensive review. *J Oral Implantol*. 2014;40(6):758–66.
38. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11:620–5.
39. Katsoulis J, Takeichi T, Gaviria AS, Katsoulis K. Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes: definition, assessment, and

- a systematic review of the literature. *Eur J Oral Implantol.* 2017;10(Suppl 1):121–38.
40. Tioosi R, Falcão-Filho HB, Aguiar Junior FA, Rodrigues RC, Mattos MG, Ribeiro RF. Prosthetic misfit of implant-supported prosthesis obtained by an alternative section method. *J Adv Prosthodont.* 2012;4(2):89–92.
41. Cantieri Mello C, Araujo Lemos CA, de Luna Gomes JM, Ramos Verri F, Piza Pellizzer E. CAD/CAM vs conventional technique for fabrication of implant-supported frameworks: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Int J Prosthodont.* 2019;32(2):182–92.
42. Lo Russo L, Caradonna G, Biancardino M, De Lillo A, Troiano G, Guida L. Digital versus conventional workflow for the fabrication of multiunit fixed prostheses: a systematic review and meta-analysis of vertical marginal fit in controlled in vitro studies. *J Prosthet Dent.* 2019;122(5):435–40.
43. Yannikakis S, Prombonas A. Improving the fit of implant prosthetics: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(1):126–34.
44. Nassar HI, Fateen A. Accuracy of fit for cobalt–chromium bar over two implants fabricated with different manufacturing techniques: an in-vitro study. *BMC Oral Health.* 2023;23(1):946.
45. El-Asfahani IA, Abd El-Moatty R, Mohamed GF, Hussein HA. La pérdida ósea marginal y la salud de los tejidos blandos alrededor de la sobredentadura mandibular de dos implantes retenida con la barra de

cromo de cobalto fundido con láser fresada frente a la selectiva: un ensayo clínico aleatorizado. *BMC Oral Health*. 2024;24(1):1180.

46. Jemt T. Three-dimensional distortion of gold alloy castings and welded titanium frameworks: measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master casts in routine edentulous situations. *J Oral Rehabil*. 1995; 22:557–64.
47. Hulterström M, Nilsson U. Cobalt–chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991; 6:475–80.
48. Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *J Oral Rehabil*. 2004; 31:477–82.
49. Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. *Dent Clin North Am*. 2004;48(2):499–512.
50. Akçin ET, Güncü MB, Aktaş G, Aslan Y. Effect of manufacturing techniques on the marginal and internal fit of cobalt-chromium implant-supported multiunit frameworks. *J Prosthet Dent*. 2018;120(5):715–20.
51. Kappert HF, et al. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. 1st ed. Stuttgart: Thieme; 2008.
52. Badr AMI, Nabawy M, Mohammed GF, Radwan SA. Evaluation of patient satisfaction and maximum biting force of three differently constructed bars on two implants retaining mandibular overdenture: one-

- year follow-up (a randomized controlled clinical trial). *BMC Oral Health* [Internet]. 2024 ;24(1):1360. doi:10.1186/s12903-024-05092.
53. Darwish M, Mülders C, Holze R. Der Einfluss von Zusammensetzung und Gussverfahren auf Gefüge und Korrosionsverhalten dentaler Legierungen. *Dtsch Zahnärztl Z*. 1996;51(2):101–5.
54. Matsumoto W, Pastana Beraldo P, Pereira de Almeida R, Macedo AP, Kubata RR, Hotta TH. Evaluation of marginal fit of metal frameworks welded by gas torch, laser and tungsten inert gas methods. *Int J Prosthodont*. 2018.
55. Rodrigues SA, Presotto AGC, Barão VAR, Consani RLX, Nóbilo MAA, Mesquita MF. The role of welding techniques in the biomechanical behavior of implant-supported prostheses. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2017;78:435–42.
56. Mai HY, Lee WK, Kwon TG, Lee DH. Reliability of digital measurement methods on the marginal fit of fixed prostheses: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *J Prosthet Dent*. 2020;124(3):350–50.
57. Rudolf H, Ostertag S, Ostertag M, Walter MH, Luthardt RG, Kuhn K. Reliability of light microscopy and a computer-assisted replica measurement technique for evaluating the fit of dental copings. *J Appl Oral Sci* [Internet]. 2018;26: e20160590. doi:10.1590/1678-7757-2016-0590.

58. Schlenz MA, Vogler JAH, Schmidt A, Rehmann P, Wöstmann B. Chairside measurement of the marginal and internal fit of crowns: a new intraoral scan–based approach. *Clin Oral Investig* [Internet]. 2019 Oct;24(7):2459–68. doi:10.1007/s00784-019-03108-3.
59. Castilio D, Pedreira AP, Rossetti PH, Rossetti LM, Bonachela WC. The influence of screw type, alloy and cylinder position on the marginal fit of implant frameworks before and after laser welding. *J Appl Oral Sci*. 2006;14(2):77–81.
60. Cumbo E, Gallina G, Messina P, Bilello G, Karobari MI, Scardina GA. Soldering in dentistry: an updated technical review. *J Clin Med* [Internet]. 2024;13(3):809. doi:10.3390/jcm13030809.
61. González M, Pérez A. Manual de soldadura oxiacetilénica y de butano. Madrid: Editorial Técnica; 2019.
62. Boero López E, Albera JC. Estudio in vitro del ajuste de supraestructuras pasivadas sobre implantes múltiples. *Rev Asoc Odontol Argent* [Internet]. 2023;111(3):e1111212 [citada 2024 Oct 11]. doi:10.52979/raoa.1111212.1232.
63. Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent*. 1996; 75:314–25.
64. Sadr SM, Ahmadi E, Tabatabaei MH, Mohammadi S, Atri F. Comparison of internal fit of metal-ceramic crowns in CAD/CAM and lost-wax techniques in all fabrication stages through replica weighting, triple

- scanning, and scanning electron microscope. *Clin Exp Dent Res.* 2022;8(3):763–70.
65. Peng CC, Chung KH, Ramos V Jr. Assessment of the adaptation of interim crowns using different measurement techniques. *J Prosthodont.* 2020;29(1):87–93.
66. Bertrand C, Le Petitcorps Y, Albingre L. The laser welding technique applied to the non-precious dental alloys: procedure and results. *Br Dent J.* 2001; 190:255–7.
67. Torres E, Silveira R, Chiarello de Mattos M. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *J Dent.* 2007; 35:800–5.
68. Watanabe F, Hata Y, Neuendorff G. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15:209–18.
69. Barbosa GAS, das Neves FD, de Mattos MGC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Implant/abutment vertical misfit of one-piece cast frameworks made with different materials. *Braz Dent J.* 2010;21(6):515–519.
70. Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment systems for implant-retained overdentures: a literature review. *Implant Dent.* 2006;15(1):24–34.

71. Dolder E. The Dolder bar for implant-supported overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988;3(1):7–12.
72. Ackerman R. The use of implant-supported bars in the rehabilitation of the edentulous patient. *J Prosthet Dent*. 1995;74(5):485–90.
73. Meli F. Pasividad en sobredentaduras con implantes ferulizados. Mendoza: Universidad Nacional de Cuyo, Facultad de Odontología; 2012.
74. Kioleoglou I, Pissiotis A, Michalakis K. Accuracy of fit of implant-supported bars fabricated on definitive casts made by different dental stones. *J Clin Exp Dent [Internet]*. 2018 Mar;10(3):e252–e263 [cited 2025 Aug 11].doi:10.4317/jced.54603.
75. Singh M, Yadav BK, Phukela SS, Ritwal P, Nagpal A, Saluja P. Evaluation and comparison of vertical marginal fit of three different types of multiunit screw-retained framework fabricated for an implant-supported prosthesis: an in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2022;22(3):240–8.
76. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont*. 1999;12:167–78.
77. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis W. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003; 18:719–28.

78. Sheikh Z, Alshihri A, Gaikwad R, Hasan A, Zafar MS, Vohra F. Significance of passive fit and marginal adaptation of implant prostheses: a review. *Int J Dent [Internet]*. 2019;2019:4606791. [citada 2025 Setiembre 1]. doi:10.1155/2019/4606791.
79. Mehl C, Harder S, Kunzelmann KH, Hickel R. Precision of fit: the use of cross-arch screw-retained implant frameworks. *Int J Prosthodont*. 2002;15(3):260–5.
80. Kim DK, Park S, Park JH, Park YB. Effect of soldering on the passive fit of implant frameworks. *J Prosthet Dent [Internet]*. 2011;105(5):349–55. [citada 2025 Octubre 3] doi:10.1016/S0022-3913(11)60077-7.
81. Ramos A, Naves LZ, de Mello JC, Takahashi M, Pereira JR. Effect of casting procedures on the fit of implant-supported frameworks. *J Prosthodont*. 2013;22(7):580–4.
82. Yeo IS, Kim MJ, Kim CW. Effect of finishing and polishing procedures on the marginal fit of implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent*. 2003;89(5):469–75.
83. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. Accuracy of fit of implant frameworks fabricated with different techniques: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(5):1135–44.
84. Jemt T, Johansson J, Vilquin JC. Implant supported prostheses in the edentulous maxilla: a 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(4):491–8.

ANEXO Nro. 1

**UNIVERSIDAD NACIONAL DE CUYO
FACULTAD DE CIENCIAS MÉDICAS
CÁTEDRA DE FISIOLÓGÍA**

CERTIFICADO

Por la presente, se certifica que el doctorando Od. Edgardo O. Boero López, DNI N° 21.526.800, perteneciente al Programa de Doctorado en Odontología de la Facultad de Odontología de la U.N.Cuyo, ha realizado su trabajo de calibración, mediciones y observaciones experimentales correspondientes a su proyecto de tesis doctoral titulado "Análisis de ajuste y pasividad de supraestructuras protéticas ancladas sobre implantes múltiples, obtenidas por coladas en una sola pieza, por piezas individuales soldadas en forma convencional y mediante la utilización de una estructura metálica de soporte" en el ámbito de la Cátedra de Fisiología de la Facultad de Ciencias Médicas de la Universidad Nacional de Cuyo.

Dichas actividades se llevaron a cabo bajo la supervisión y con el acompañamiento del abajo firmante, docente de la cátedra, entre las fechas 15 de Febrero al 19 de Abril del 2022, la primera etapa y la segunda etapa del 17 de Mayo al 7 de Junio del 2022, cumpliendo con los protocolos establecidos y utilizando el equipamiento disponible en el laboratorio de Fisiología.

Se extiende la presente a pedido del interesado para ser presentada ante quien corresponda.

Mendoza, 02 de julio de 2025

Firma



Sergio Carminati
Responsable de laboratorio de imágenes de Fisiología
Facultad de Ciencias Médicas – UNCuyo

ANEXO Nro. 2



FUNDACION INDEPENDENCIA
Para Estudios Avanzados en Odontología

Por la presente, en mi carácter de Directora del Área de Investigación de Fundación Independencia, dejo constancia que el Od. Edgardo Boero López ha realizado entre el 4 y 6 de mayo de 2022, en el laboratorio de la Entidad, las soldaduras correspondientes en 20 probetas de ensayo de su trabajo de Tesis Doctoral sobre *"Análisis de ajuste y pasividad de supra estructuras protéticas ancladas sobre implantes múltiples, obtenidas por colada en una sola pieza, por piezas individuales soldadas en forma convencional, y mediante la utilización de una estructura metálica de soporte"*.

A los fines que tuviera lugar, se expide el presente en Córdoba, a los 14 días del mes de octubre de 2025.

Dra. María Matilde Usín Bazán