



# Estudio *in vitro* del ajuste de supraestructuras pasivadas sobre implantes múltiples

## In vitro study of the adjustment of passivated suprastructures on multiple implants

Presentado: 4 de agosto de 2023  
Aprobado: 2 de noviembre de 2023  
Publicado: 10 de diciembre de 2023

Edgardo Boero López,<sup>a</sup>  Juan Carlos Albera<sup>b</sup> 

<sup>a</sup> Cátedra de Clínica de Prótesis Completa, Facultad de Odontología, Universidad Nacional de Cuyo, Mendoza, Argentina

<sup>b</sup> Carrera de Especialización en Prostodoncia, Facultad de Odontología, Universidad Nacional de Cuyo, Mendoza, Argentina

### Resumen

**Objetivo:** Comparar dos procedimientos de soldadura convencionales empleando una aleación de Cr-Co, para conectar barras coladas seccionadas a ser fijadas sobre implantes.

**Materiales y métodos:** A partir de un modelo maestro que representa un maxilar desdentado con cuatro implantes, se confeccionaron veinte ( $n=20$ ) probetas seccionadas en tres partes. Se conformaron dos grupos, cada uno con diez ( $n=10$ ) ejemplares. Una vez acondicionadas, fueron atornilladas al modelo maestro. Su desajuste inicial se analizó utilizando una lupa estereoscópica, con una cámara incorporada y un software. Las partes fueron soldadas empleando un procedimiento diferente para cada grupo. Las correspondientes al Grupo I se invistieron en un block refractario a base de sílico-fosfato. Las del Grupo II se montaron en una estructura metálica Clever Spider. El desajuste fue mensurado y los resultados procesados estadísticamente. El nivel de significación fue establecido en  $p<0,05$ .

**Resultados:** El Grupo I tuvo un desajuste inicial de  $97,30\pm 13,81\mu\text{m}$  y el Grupo II de  $98,53\pm 11,24\mu\text{m}$ . Luego de la soldadura, el Grupo I registró  $98,53\pm 17,17\mu\text{m}$ ,  $1,23\mu\text{m}$  mayor respecto al inicial. En el Grupo II se observó  $103,13\pm 17,61\mu\text{m}$ ,  $4,60\mu\text{m}$  por encima del original. Se analizaron mediante prueba *t* de Student; en ambos casos el resultado fue de  $p>0,05$ . Al comparar entre sí los grupos I y II, por medio de la prueba *t* y de comprobación no paramétrica de Mann-Whitney, se observaron diferencias no significativas,  $p=0,41$  y  $p=0,38$  respectivamente.

**Conclusiones:** Bajo las condiciones de este estudio, se observó que los dos métodos de soldadura analizados fueron confiables para unir supraestructuras metálicas sin que se afecte su ajuste final.

**Palabras clave:** Ajuste pasivo, discrepancia marginal, implantes dentales, sobredentadura, soldadura.

### Abstract

**Aim:** Compare two conventional welding procedures using a Cr-Co alloy, to connect sectioned cast bars to be fixed on implants.

**Materials and methods:** From a master model representing a toothless jaw with four implants, twenty ( $n=20$ ) specimens sectioned into three parts were made. Two groups were formed, each with ten ( $n=10$ ) specimens. Once conditioned, they were screwed to the master model. Its initial mismatch was analyzed using a stereoscopic magnifier, with a built-in camera and a software. The parts were welded using a different procedure for each group. Those corresponding to Group I were invested in a refractory block based on silyl-phosphate. Those of Group II were mounted on a Clever Spider metal structure. The mismatch was measured, and the results processed statisti-

cally. The level of significance was established at  $p<0.05$ .

**Results:** Group I had an initial mismatch of  $97.30\pm 13.81\mu\text{m}$ , and Group II of  $98.53\pm 11.24\mu\text{m}$ . After welding, Group I registered  $98.53\pm 17.17\mu\text{m}$ ,  $1.23\mu\text{m}$  higher than the initial one. In Group II,  $103.13\pm 17.61\mu\text{m}$  was observed,  $4.60\mu\text{m}$  above the original. They were analyzed using Student's *t* test; in both cases the result was  $p>0.05$ . When comparing groups I and II, using the *t*-test and the Mann-Whitney nonparametric verification, non-significant differences were observed,  $p=0.41$  and  $p=0.38$  respectively.

**Conclusions:** Under the conditions of this study, it was observed that the two welding methods analyzed were reliable for joining metallic superstructures without affecting their final fit.

**Keywords:** Dental implants, marginal discrepancy, overdenture, passive fit, welding.



Esta obra está bajo una licencia Creative Commons Atribución-NoComercial 4.0 Internacional.

## Introducción

El uso de implantes para la rehabilitación de pacientes parcial y totalmente desdentados ha demostrado ser un método eficaz, con un resultado predecible, tanto en el caso de prótesis fijas como también de prótesis removibles implanto soportadas.<sup>1</sup>

La utilización de barras atornilladas a varios implantes es uno de los recursos utilizados en casos de pacientes desdentados totales, a los cuales se rehabilita mediante el uso de 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 osteointegración.<sup>2</sup>

El desajuste puede dar lugar a complicaciones mecánicas o biológicas, las que pueden variar desde la fractura de algún componente del sistema del implante, hasta dolor o pérdida de hueso marginal, e incluso afectar la osteointegración.<sup>3,4</sup>

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 prótesis.<sup>5-9</sup>

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 reduce las tensiones sobre los distintos componentes de la rehabilitación. Sin embargo, es una condición difícil de lograr para una superestructura de implante atornillada, especialmente con prótesis implanto soportadas de unidades múltiples, debido a la sucesión de pasos que se deben ejecutar desde el momento de la reproducción del terreno hasta que se realiza su fijación.<sup>10</sup>

Debe tenerse en cuenta que, con cada paso de fabricación (impresión, vaciado del modelo, encerado, investido, fundición de metal, pulido y aplicación de material estético), se introducen más imprecisiones en la estructura final.

El nivel de ajuste requerido para evitar problemas biomecánicos aún carece de consenso, en distintos estudios los autores plantearon valores dispares. La primera persona en plantearlo fue Per-Ingvar Branemark,<sup>11</sup> quien afirmaba que no debería ser mayor de 10 $\mu$ m. Mientras que Klinberg y Murray<sup>12</sup> sostuvieron que un espacio de 30 $\mu$ m en la interfaz implante-prótesis sería aceptable si no incluye más del 10% de

la circunferencia. Posteriormente, Jemt<sup>3</sup> señaló que un desajuste de alrededor de 150 $\mu$ m es clínicamente adecuado.

Los rangos sugeridos son empíricos, a pesar de que se analizaron múltiples estudios para fijar parámetros, ninguno arrojó resultados objetivos.<sup>4</sup>

Los desajustes pueden presentar complicaciones mecánicas y biológicas, como el aflojamiento o fractura del tornillo de conexión protética o del pilar, o la rotura de algún otro componente del sistema. No se ha establecido correlación entre desajuste y remodelado óseo.<sup>13-16</sup>

Para minimizar el desajuste producto de la 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 éste podría ser minimizado si la estructura se genera en forma seccionada y luego las partes son soldadas o al emplear nuevas tecnologías, como por ejemplo los sistemas CAD-CAM. En este último caso, los resultados reportados en distintos estudios son dispares, con ventajas cuando se procesan piezas unitarias, pero sin generar diferencias significativas al confeccionar estructuras de restauraciones soportadas por pilares múltiples.<sup>17-21</sup>

En estudios recientes, otros autores sostienen la ventaja de obtener estructuras sobre implantes múltiples utilizando sistemas CAD-CAM respecto a coladas por métodos tradicionales.<sup>22</sup>

Obtener una buena adaptación de una restauración protética de varias piezas dentales puede considerarse difícil, especialmente si se obtiene por colada en una sola pieza. El procedimiento requiere múltiples pasos, y además, durante la solidificación del metal, este 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 pilares.

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 las distintas situaciones que pueden afectar la precisión de la técnica.<sup>23,24</sup>

El uso de soldadura para conformar estructuras protéticas implanto soportadas puede constituir un método eficaz para lograr un ajuste más favorable

respecto a las obtenidas en una sola pieza por método de colada.<sup>25-27</sup>

Otros autores, sin embargo, reportan un efecto negativo al emplear esta técnica, y en otros casos no se obtuvieron diferencias significativas. Es por esto que es aún un tema controversial.<sup>28-30</sup>

Para la detección clínica del desajuste de las estructuras protéticas respecto a los implantes se describieron varios métodos. Aplicando presión digital alternativa sobre los distintos pilares se puede establecer si existe balanceo de la prótesis observando la presencia de burbujas de saliva, también se puede utilizar un explorador, o detectar el desajuste mediante radiografías. En este último caso, la toma debe ser perfectamente perpendicular a los márgenes. El ajuste de un tornillo en el extremo de la barra, para 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 permite evidenciar distorsiones, pero no aportan información cuantificada del desajuste.<sup>4</sup>

Para la evaluación cuantitativa *in vitro* del desajuste se emplean distintos métodos y aparatologías, entre las que se puede mencionar el microscopio óptico, estereomicroscopio y microscopio electrónico, como también los métodos digitales, como escáneres ópticos, tomografía de coherencia óptica y tomografía micro computada. El uso de estos últimos depende del material con el que esté 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.<sup>7,25,31-36</sup>

El propósito de este estudio fue comparar dos procedimientos de soldadura convencionales, empleando una aleación de Cr-Co, para conectar barras coladas seccionadas a ser fijadas sobre implantes.

## Materiales y métodos

Se realizó un estudio experimental *in vitro* a partir de un modelo maestro que representaba un maxilar desdentado obtenido utilizando una base de acero inoxidable en la que se prepararon orificios en los que se fijaron cuatro implantes de 4,3 mm de diámetro, 4,1 mm de plataforma con hexágono de conexión externa (Tree-Oss® ANATOMIC conexión externa, Buenos Aires, Argentina).

Los dos implantes centrales estaban separados entre sí por una distancia de 18 mm, y los externos

por 9 mm; estaban dispuestos en forma trapezoidal, guardando los posteriores una distancia de 24 mm entre sí. Se confeccionaron veinte (n=20) probetas de ensayo (fig.1).

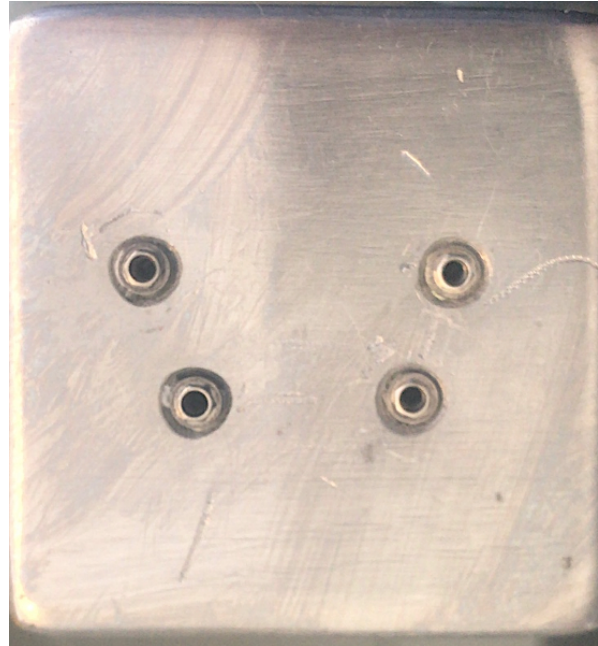


Figura 1. Modelo maestro.

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 análogos del 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 (FORM-AR RE-18BG, Buenos Aires, Argentina), en los que el diámetro de la parte activa era de 1,8 mm, y estaban ubicados a una distancia vertical de 2 mm respecto a la base del modelo maestro (fig.2).

Los perfiles se unieron por un extremo al calcinable del emergente, mientras que el otro cabo fue ajustado a una distancia de 0,15 mm con respecto al segmento contiguo. Para esto se utilizó una sonda calibrada tipo *feeler gauge*, con el objetivo de unificar el espacio entre las partes a soldar.

Una vez obtenidos los patrones se los acondicionó para su investido y posterior colada utilizando una aleación Typ 2-4 de metal no noble a base de cromo cobalto sin níquel y berilio (Solibond C plus, YETI produkte GmbH, Engen, Alemania).

Las partes constitutivas de las 20 probetas fueron identificadas y almacenadas en cajas independientes.





Figura 2. Probetas Coladas.

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, Illinois, Estados Unidos). Los nódulos e irregularidades de colada fueron removidos con un aumento 10X mediante instrumental rotatorio (Coxo) con fresas de carburo de tungsteno redondas (N°4) o piedras de diamante anillo rojo (30-40 $\mu$ m).

Las probetas (n=20) fueron divididas aleatoriamente en dos grupos (I y II), de igual número, y posteriormente montadas en el modelo maestro ajustando sus tornillos de sujeción con una carga de 15 Ncm<sup>2</sup> (Newton/cm<sup>2</sup>), se controló la separación entre las partes a soldar utilizando nuevamente la sonda calibrada tipo *feeler gauge* y se las analizó mediante el uso de una lupa estereoscópica (Zeiss Stemi 2000-C, Göttingen, Alemania) con cámara Nikon incorporada dotada de software ACT-2U versión 1.11.22.156 (Nikon Corporation, Tokio, Japón). El desajuste se midió procesando las imágenes utilizando software ImageJ (NIH, Maryland, Estados Unidos).

Las mediciones se realizaron en 6 puntos situados en las caras bucales y palatino/linguales de cada uno de los emergentes atornillados a los implantes. Los sitios fueron definidos mediante una marca láser lineal realizada con una máquina de grabado y corte láser modelo BBM420Pro (BBM solutions, Buenos Aires, Argentina) que no afecta el margen de las plataformas de los implantes (fig.3). Las mensuras fueron realizadas por un único evaluador, que realizó un proceso de calibración previo a la ejecución del procedimiento.

Los valores obtenidos, fueron registrados y tabulados para su posterior análisis estadístico.

Una vez realizadas las mediciones de las piezas individuales de ambos grupos, los componentes seccionados fueron reposicionados en el modelo maestro y las distintas fracciones fueron fijadas entre sí

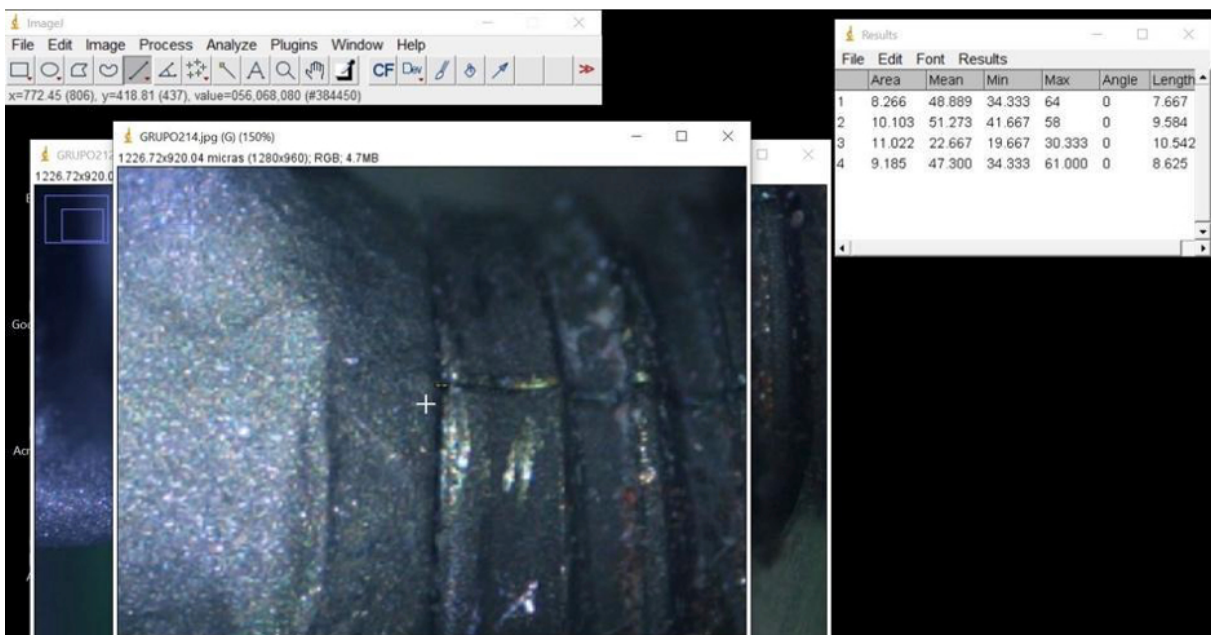


Figura 3. Microfotografía a 20x, mostrando líneas definitorias de puntos de lectura y desajuste entre pilar e implante, medidos con el software ImageJ.

utilizando resina acrílica para patrones (Duralay, Reliance dental MFG. Co, Worth, Estados Unidos).

**Grupo I:** Los componentes fueron investidos para su posterior soldadura en un bloque de revestimiento a base de sílicofosfato (Fórmula I, Whip Mic. Co, Kentucky, Estados Unidos) mezclado al vacío utilizando una máquina de espatulado mecánico a 350 RPM. El bloque tenía 10 mm de altura y una base trapezoidal que excedía la posición de las partes en aproximadamente 15 mm por lado. Una vez fraguado el revestimiento, las estructuras fueron calefaccionadas a 600 °C en un horno para 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, Bremen, Alemania) con llama dardo a base de gas propano y oxígeno.

**Grupo II:** Los especímenes fueron posicionados sobre una estructura metálica comercial denominada Clever Spider (Smile Line, Saint-Imier, Suiza). Se fijaron a la estructura llenando los emergentes con revestimiento de sílico-fosfato para luego ser soldados. Fraguado el revestimiento, se procedió a quemar, mediante el soplete con llama dardo, la resina con que se habían fijado las distintas secciones de la supraestructura y se procedió a realizar la soldadura.

En ambos grupos se utilizó una soldadura especial (Standard S4 PF, Metalor, Neuchâtel, Suiza), formulada para la aleación utilizada para la confección de las muestras.

Completado el proceso, se eliminó el revestimiento utilizando un tratamiento de chorreado mediante corindón de 100 micras a 2N de presión.

Las estructuras correspondientes a los grupos I y II se montaron nuevamente en el modelo maestro y se fijaron mediante sus tornillos a 15 Ncm para realizar una segunda medición.

## Análisis estadístico

Se utilizó para la comparación dentro de los grupos (diferencia inicial-final) la prueba de t de *Student*. Para la comparación entre los grupos se utilizó Mann-Whitney y prueba t de *Student*. El nivel de significación establecido fue  $p < 0,05$ .

## Resultados

Al inicio del estudio, el Grupo I registró previo a la soldadura una media de desajuste de 97,302 $\mu$ m, en tanto para el II, el desajuste fue de 98,531 $\mu$ m ( $p > 0,05$ ).

La diferencia en el desajuste dentro de cada grupo, comparando los valores antes y después de soldar sus componentes, fue de 1,23 $\mu$ m para el Grupo I y 4,60 $\mu$ m para el Grupo II. No se hallaron diferencias estadísticamente significantes entre los valores antes y después (Prueba t de *Student*,  $p > 0,05$ ) (Tabla 1).

Al comparar la influencia del método de soldadura utilizado por medio de la prueba no paramétrica de Mann-Whitney, la media de la diferencia entre el desajuste inicial-final no tuvo una diferencia estadísticamente significativa entre los grupos ( $p = 0,41$ ) (Tabla 2), y tampoco se observó diferencia estadísticamente significativa entre ambos procedimientos en

**Tabla 2.** Análisis comparativo de las diferencias de desajuste al aplicar distintos métodos de soldadura a las muestras correspondientes a los grupos I y II

Grupo	I	II
n	10	10
Media aritmética de la diferencia	1,233	4,607
DS	28,536	19,517
p (alfa)*	0,41	

Grupo I. Probetas fijadas en un block de revestimiento.

Grupo II. Probetas montadas en una estructura metálica (Clever Spider).

\*Prueba paramétrica de Mann-Whitney; DS: Desviación estándar.

**Tabla 1.** Análisis de comparación del desajuste entre antes y después de la soldadura de probetas correspondientes a los grupos I y II

Media aritmética de la Diferencia		Diferencias relacionadas					t	gl	Sig. (bilateral)*
		DS	ES	Intervalo de confianza (95%) para la diferencia					
				Inferior	Superior				
<b>Grupo I</b>	Inicial - Final	-1,233	28,536	9,024	-19,181	21,646	0,137	9	0,894
<b>Grupo II</b>	Inicial - Final	-4,607	19,517	6,172	-18,568	9,355	-0,746	9	0,474

Grupo I. Probetas fijadas en un block de revestimiento.

Grupo II. Probetas montadas en una estructura metálica (Clever Spider).

\*Prueba t de *Student*; DS: Desviación estándar; ES: Error estándar.

los valores finales de desajuste (Prueba t de *Student*,  $p=0,38$ ) (Tabla 3 y fig. 4).

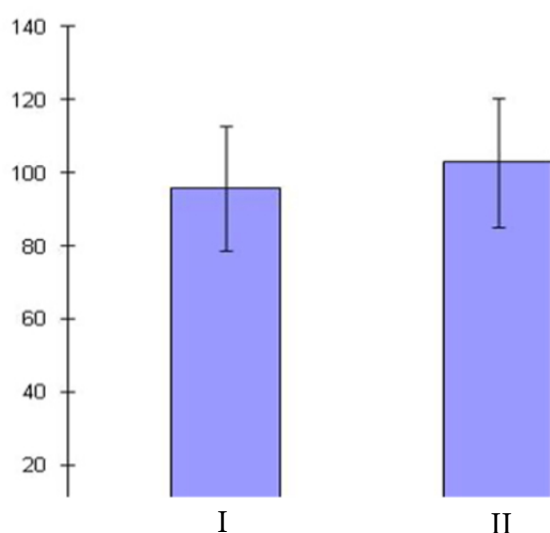
**Tabla 3.** Análisis comparativo entre los grupos I y II del desajuste marginal final al aplicar distintos métodos de soldadura

Grupo	I	II
n	10	10
Media aritmética	98,535	103,138
DS	17,177	17,618
p (alfa)*	0,38	

Grupo I. Probetas fijadas en un block de revestimiento.

Grupo II. Probetas montadas en una estructura metálica (Clever Spider).

\*Prueba t de *Student*; DS: Desviación estándar.



**Figura 4.** Representación gráfica de los valores medios finales de ajuste en cada uno de los grupos luego de ser soldados. Las líneas verticales dentro de cada columna corresponden a una desviación estándar por debajo y por sobre la media aritmética. Grupo I. Probetas fijadas en un block de revestimiento. Grupo II. Probetas montadas en una estructura metálica (Clever Spider).

## Discusión

Las estructuras para prótesis soportadas por pilares múltiples obtenidas en una sola pieza, en general, presentan un desajuste mayor que aquellas obtenidas en forma seccionada y luego soldadas.<sup>16,22-25</sup>

Los especímenes utilizados en este estudio, colados en forma seccionada, al ser mensurados mostraron desajustes de 97,302 $\mu$ m y 98,531 $\mu$ m para cada grupo respectivamente.

La técnica de fundición de cera perdida para colada con maquina centrífuga es aún el método más común de fabricación de estructuras protéticas. La realización de estructuras por 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.<sup>16,33,36</sup>

Diversos estudios del desajuste de estructuras protéticas al utilizar procedimientos de colada, empleando aleaciones nobles, reportan mejores resultados que cuando se usan aleaciones no nobles.<sup>26,36</sup>

La utilización de procedimientos digitales de diseño y manufacturación (CAD-CAM) permiten mejores ajustes, en comparación a cuando se generan por colada.<sup>15,19-20</sup>

En un artículo de revisión, Abduo<sup>19</sup> reporta que el desajuste de estructuras obtenidas por colada puede promediar 150 $\mu$ m, en tanto que aquellas obtenidas por CAD-CAM se ubican por debajo de las 30 $\mu$ m. 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 procedimiento.<sup>18</sup>

Oteiza-Galdón *et al.*<sup>15</sup> 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. Además, 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.<sup>18-19</sup> En este trabajo, 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 ( $\leq 0,15$  mm), sin generar distorsiones que pudieran afectar la pasividad de la estructura.

Si las partes se enceran seccionadas para luego colarlas, se genera un espesor de alrededor de 50 $\mu$ m, lo que incidiría en un mejor ajuste.<sup>23</sup> El Grupo I fue soldado sobre base de revestimiento y el Grupo II fue fijado sobre una estructura metálica utilizada como soporte. Una vez soldadas las probetas, el desajuste fue de 98,535 $\mu$ m y de 103,138 $\mu$ m, con una discrepancia de 1,233 $\mu$ m para el Grupo I y de 4,607 $\mu$ m en el Grupo II.

Estos valores se podrían considerar como comprendidos dentro de los parámetros clínicos compatibles con la salud, aunque las propuestas planteadas por distintos autores presentan un rango que oscila

entre los 10µm y 150µm. No se dispone hasta la fecha de respaldo científico que avale las distintas afirmaciones.<sup>4,17-22</sup>

Al comparar las diferencias registradas al mensurar ambos grupos antes y después de ser sodados, y también entre ellos, se corroboró que los dos procedimientos fueron adecuados. Algunos reportes señalan que, si se corta una estructura ya colada con disco de diamante de 0,2 mm se genera un espacio entre las partes de 0,25 mm o más, lo que al realizar la soldadura produciría una deformación de la estructura con un incremento en el desajuste.

En la literatura se describen procedimientos comparativos entre soldaduras convencionales y soldaduras láser, pero no se encontraron referencias a la utilización del soporte metálico Clever Spider usado en este estudio, cuya aplicación permitió observar que es perfectamente apto para el procedimiento, si se lo compara con el método convencional.

La comprobación del desajuste se efectuó utilizando un microscopio óptico dotado de cámara fotográfica y se midió mediante el software ACT-2U. Distintos sistemas fueron desarrollados para realizar una comprobación de la pasividad tanto a nivel clínico como para estudios *in vitro*. Algunos solo pueden ser utilizados en solo uno de los campos. Se han propuesto varios métodos, aunque hasta el momento ninguno ha alcanzado el estatus de estándar. Estos métodos incluyen el uso de microscopios ópticos, técnicas fotogramétricas, palpación de superficies, lectores láser y microtomografías.<sup>7,17,25,30,31,35,36</sup>

## Conclusiones

Con las limitaciones propias de este estudio, se puede concluir que la obtención por procedimientos de colada de barras seccionadas y luego soldadas para conectar implantes múltiples constituye un método apto para obtener un ajuste pasivo compatible con la salud. Además, se observó que tanto el uso de procedimientos de soldadura convencional como de una estructura metálica especial (Clever Spider) son adecuados para unir estructuras metálicas sin que se afecte su ajuste final.

### Contribución de roles de autoría

Ambos autores contribuyeron en la concepción de la idea, el diseño del estudio, el proceso de investigación, la recolección, análisis e interpretación de los datos y en la redacción del artículo. Asimismo, aprobaron la versión final para ser publicada y son capaces de responder al respecto de todos los aspectos del manuscrito.

### Declaración de conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflicto de intereses en relación con este artículo científico.


### Fuentes de financiamiento


Este estudio fue financiado exclusivamente por los autores.

### Agradecimientos

Al Dr. Ricardo Macchi por el análisis estadístico e interpretación de los datos. Al Laboratorio Dental Pablo Denaro por la elaboración de las supraestructuras. Al Dr. Sergio Carminatti por facilitar el uso del equipamiento y la capacitación para las mediciones. Al Dr. Walter Zavala por su apoyo y acompañamiento.

### Identificadores ORCID

EBL  0009-0003-5537-1976

JCA  0009-0003-9598-9914

## Referencias

- Kioleoglou L, Pissiotis A, Konstantinos M. Accuracy of fit of implant-supported bars fabricated on definitive casts made by different dental stones. *J Clin Exp Dent* 2018;10:e252-e63. <http://dx.doi.org/10.4317/jced.54603>
- Buzayan MM, Yunus NB. Passive fit in screw retained multi-unit implant prosthesis understanding and achieving: A review of the literature. *J Indian Prosthodont Soc* 2014;14:16-23. <https://doi.org/10.1007/s13191-013-0343-x> Publicado electrónicamente antes de su impresión el 28 de diciembre de 2013.
- Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:270-6.
- Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent* 1999;81:7-13. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(99\)70229-5](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(99)70229-5)
- 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* 2021;3:1-7. [https://doi.org/10.37191/Mapsci-2582-3736-3\(2\)-083](https://doi.org/10.37191/Mapsci-2582-3736-3(2)-083)
- 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;22:240-8. [https://doi.org/10.4103/jips.jips\\_28\\_22](https://doi.org/10.4103/jips.jips_28_22)
- Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measu-



- ring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prothet Dent* 1996;75:314-25. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(96\)90491-6](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(96)90491-6)
8. 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.
  9. 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;12:63-76. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2009.00167.x>
  10. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:719-28.
  11. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses*, Chicago, Quintessence, 1985, pp. 253.
  12. Klinberged IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J Suppl* 1985;28:63-9.
  13. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:620-5.
  14. Katsoulis J, Takeichi T, Gaviria AS, Lukas P, 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;10:121-38.
  15. 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:e951-7. <https://doi.org/10.4317/jced.57817>
  16. Tioosi R, Falcão-Filho HBL, Aguiar Junior FA, Rodrigues RCS, Mattos MGC, Ribeiro RF. Prosthetic misfit of implant-supported prosthesis obtained by an alternative section method. *J Adv Prosthodont* 2012;4:89-92. <https://doi.org/10.4047/jap.2012.4.2.89>
  17. 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;32:182-92. <https://doi.org/10.11607/ijp.5616>
  18. 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 Prothet Dent* 2019;122:435-40. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.12.001>
  19. Abduo J. Fit of CAD/CAM implant frameworks: a comprehensive review. *J Oral Implantol* 2014;40:758-66. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-12-00117>
  20. Yannikakis S, Prombonas A. Improving the fit of implant prosthetics: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:126-34. <https://doi.org/10.11607/jomi.2346>
  21. Matsumoto W, Pastana Beraldo P, Pereira de Almeida R, Macedo AP, Kubata BR, Hotta TH. Evaluation of marginal fit of metal frameworks welded by gas-torch, laser and tungsten inert gas methods. *Int J Dent* 2018;30:9828929. <https://doi.org/10.1155/2018/9828929>
  22. 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. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2017.04.090> Publicado electrónicamente antes de su impresión el 18 de abril de 2017.
  23. Gomes JML, Moraes SLD, Lemos CAA, Cruz RS, Oliveira HFF, Pellizzer EP. Systematic review and meta-analysis of welding procedures in one-piece cast implant-supported frameworks. *Braz Oral Res* 2019;33:e110. <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2019.vol33.0110>
  24. Barbosa GAS, Simamoto Júnior PC, Fernandes Neto AJ, Mattos MGC, Neves FD. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. *Braz Dent J* 2007;18:139-43. <https://doi.org/10.1590/S0103-64402007000200010>
  25. Castilio D, Pedreira APRV, Rossetti PHO, Rossetti LMN, 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;14:77-81. <https://doi.org/10.1590/S1678-7752006000200003>
  26. 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 Prothet Dent* 2020;124:350-60. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.04.011>
  27. Rudolf H, Ostertag S, Ostertag M, Walter MH, Luthard 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* 2018;26:e20160590. <https://doi.org/10.1590/1678-7757-2016-0590>
  28. 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* 2020;24:2459-68. <https://doi.org/10.1007/s00784-019-03108-3>. Publicado electrónicamente antes de su impresión el 31 de octubre de 2019.
  29. Son K, Lee S, Kang SH, Park J, Lee KB, Jeon M, et al. A comparison study of marginal and internal fit assessment methods for fixed dental prostheses. *J Clin Med* 2019;8:785. <https://doi.org/10.3390/jcm8060785>
  30. Al-Imam H, Benetti, AR, Tomlins P, Gotfredsen K. Optical coherence tomography systems for evaluation of marginal and internal fit of ceramic reconstructions. *Biomater Invest Dent* 2022;9:84-91. <https://doi.org/10.1080/26415275.2022.2122468>
  31. 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;8:763-70. <https://doi.org/10.1002/cre2.529>
  32. Peng CC, Chung KH, Ramos V Jr. Assessment of the adaptation of interim crowns using different measurement techniques. *J Prosthodont* 2020;29:87-93. <https://doi.org/10.1111/jopr.13122>
  33. 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;120:715-20. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.02.012>
34. Bertrand C, Le Petitcorps Y, Albingre L, Dupuis L. The laser welding technique applied to the non precious dental alloys procedure and results. *Br Dent J* 2001;190:255-7. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4800942>
35. Torres EM, Silveira RRC, Chiarello de Mattos MG, Ribeiro RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *J Dentistry* 2007;35:800-5. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2007.07.013>
36. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant

prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:209-18.

#### Cómo citar este artículo

Boero López E, Albera JC. Estudio *in vitro* del ajuste de supraestructuras pasivadas sobre implantes múltiples. *Rev Asoc Odontol Argent* 2023;111:e1111212  
<https://doi.org/10.52979/raoa.1111212.1232>

Contacto:

**EDGARDO BOERO LÓPEZ**  
[eboero@fodonto.uncu.edu.ar](mailto:eboero@fodonto.uncu.edu.ar)