



UNIVERSIDAD PERUANA  
**CAYETANO HEREDIA**

ESTUDIO IN VITRO DE LA  
COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA  
A LA TRACCIÓN DE ESTRUCTURAS  
DE NI CR SOLDADAS POR LÁSER Y  
SOPLETE SEGÚN ANCHO Y TIPO DE  
CORTE

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN PARA  
OPTAR EL GRADO DE MAESTRA EN  
ESTOMATOLOGÍA CON MENCIÓN EN  
REHABILITACIÓN ORAL

LAURA ANGELA MILAGROS LUQUE  
DELGADO

LIMA-PERÚ  
2023



**ASESOR**

Mg. Pablo Armando Chávez Alayo

**JURADO DE TRABAJO DE INVESTIGACIÓN**

MG. JANETT MAS LOPEZ

PRESIDENTE

MG. PABLO CESAR SANCHEZ BORJAS

VOCAL

MG. LILLIE ELIZABETH ABANTO SILVA

SECRETARIO (A)

## **DEDICATORIA**

A mi madre por su apoyo y soporte constante

A mi hermana que siempre está dispuesta a ayudarme

A Gael que es el motivo de cada logro en mi vida

## **AGRADECIMIENTOS**

A Elizabeth por cuidar a mi hijo como suyo

## **FUENTES DE FINANCIAMIENTO.**

Trabajo de investigación autofinanciado.

# ESTUDIO IN VITRO DE LA COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA TRACCIÓN DE ESTRUCTURAS DE NI CR SOLDADAS POR LÁSER Y SOPLETE SEGÚN ANCHO Y TIPO DE CORTE

## INFORME DE ORIGINALIDAD



## FUENTES PRIMARIAS

<b>1</b>	<b>Submitted to Universidad Peruana Cayetano Heredia</b> Trabajo del estudiante	<b>2%</b>
<b>2</b>	<b>www.slideshare.net</b> Fuente de Internet	<b>1%</b>
<b>3</b>	<b>repositorio.upch.edu.pe</b> Fuente de Internet	<b>1%</b>
<b>4</b>	<b>www.repositorio.unicamp.br</b> Fuente de Internet	<b>1%</b>
<b>5</b>	<b>Submitted to Universidad de los Andes - Chile</b> Trabajo del estudiante	<b>1%</b>
<b>6</b>	<b>teses.usp.br</b> Fuente de Internet	<b>1%</b>
<b>7</b>	<b>repository-tnmgrmu.ac.in</b> Fuente de Internet	<b>1%</b>
<b>8</b>	<b>pt.slideshare.net</b> Fuente de Internet	<b>1%</b>

## TABLA DE CONTENIDOS

	Pág.
Resumen	
Abstract	
I. Introducción	1
II. Desarrollo temático	2
II.1. Docencia universitaria estomatológica	2
II.2. Análisis crítico de literatura estomatológica	8
II.3. Proyecto de investigación en estomatología	16
III. Conclusiones	35
IV. Referencias bibliográficas	36
V. Anexos	

## RESUMEN

**Introducción:** Las aleaciones metálicas siguen siendo ampliamente utilizadas en nuestro medio por su costo y buena resistencia estructural; el corte y la soldadura son técnicas utilizadas para mejorar el asentamiento y el ajuste pasivo por lo que es necesario estudiar la implicancia del espacio a soldar y el tipo de corte. Mediante el presente portafolio se analizó las estrategias de un curso a través del desarrollo del sílabo, el análisis estructurado de un estudio y un proyecto de investigación.

**Desarrollo temático:** Se desarrolló un sílabo, un análisis crítico de literatura y un proyecto de investigación in vitro de la comparación de la resistencia a la tracción de barras de Ni Cr soldadas por láser y soplete con diferente ancho y tipo de corte.

**Conclusiones:** El desarrollo de los trabajos anteriormente mencionados permitirá a través del sílabo tener una herramienta que facilitará el aprendizaje de los alumnos y el proceso de enseñanza, el análisis del estudio de revisión nos permite evaluar y verificar la calidad del artículo y su contenido, y finalmente el proyecto de investigación nos permitirá elegir el tipo de corte y espacio de seccionamiento según el tipo de soldadura ya sea por soplete o láser.

**Palabras clave:** Soldadura láser, Soldadura soplete, gap, tracción



## ABSTRACT

### **Introduction:**

Metallic alloys continue to be widely used in our environment due to their cost and good structural resistance; Cutting and welding are techniques used to improve seating and passive adjustment, so it is necessary to study the implications of the space to be welded and the type of cut. Through this portfolio, the strategies of a course were analyzed through the development of the syllabus, the structured analysis of a study and a research project. **Thematic development:** A syllabus, a critical analysis of literature and an in vitro research project were developed to compare the tensile strength of Ni Cr bars welded by laser and torch with different width and type of cut. **Conclusions:** The development of the aforementioned works will allow, through the syllabus, to have a tool that will facilitate student learning and the teaching process, the analysis of the review study allows us to evaluate and verify the quality of the article and its content, and finally the research project will allow us to choose the type of cut and sectioning space according to the type of welding, either by torch or laser.

**Keywords:** Laser welding, soldering, gap, tensile strength.

## **I. INTRODUCCIÓN**

En el presente portafolio se han elaborado tres trabajos para el desarrollo de un tema de investigación: en primer lugar, se desarrolló un sílabo de un curso denominado: Tipos de Soldadura para prótesis fija; en este curso se definió y analizó la soldadura a láser y por soplete y se desarrollaron estrategias para el aprendizaje del tema.

El segundo trabajo fue un análisis crítico de literatura siguiendo los parámetros para la evaluación de calidad del mismo: CRIS para estudios in vitro y calidad metodológica: AXIS adaptada para estudios in vitro.

Finalmente se realizó un proyecto de investigación que se denomina: Estudio in vitro de la comparación de la resistencia a la tracción de estructuras de Ni Cr soldadas por láser y soplete según ancho y tipo de corte, donde se evaluará la resistencia a la tracción de barras coladas de Ni Cr que serán cortadas para ser soldadas tanto por láser como por soplete con dos tipos de corte: recto y oblicuo y dos espacios: 0,5 mm y 1 mm.

## II. DESARROLLO TEMÁTICO

### II.1. Docencia universitaria estomatológica

<b>FACULTADES DE MEDICINA, DE ESTOMATOLOGIA Y DE ENFERMERIA</b>
<b>FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA</b>
<b>DEPARTAMENTO ACADÉMICO DE CLÍNICA ESTOMATOLÓGICA</b>
<b>CARRERA DE ESTOMATOLOGÍA</b>

#### I. DATOS GENERALES

1.1.	Nombre del curso	:	Tipos de soldadura para prótesis fija
1.2.	Código	:	OD22
1.3.	Dirigido a	:	Estudiantes de postgrado de la carrera de Estomatología
1.4.	Organizado por	:	Departamento Académico de Clínica Estomatológica
1.5.	Semestre académico	:	2023-II
1.6.	Tipo de asignatura	:	Electivo
1.7.	Prerrequisito	:	Ninguno
1.8.	Modalidad	:	Presencial
1.9.	Créditos	:	1 crédito Horas teóricas: 16 horas
1.10.	Duración	:	Del 21 de agosto al 09 de octubre de 2023
1.11.	Coordinador	:	Esp. Laura Luque Delgado laura.luque.d@upch.pe

#### II. SUMILLA

Asignatura de naturaleza teórica cuyo propósito es instruir al estudiante en el conocimiento de las técnicas para soldaduras usadas en prótesis fija.

Comprende los siguientes contenidos: Aleaciones en prótesis fija; tipos de soldadura en odontología y aplicación de soldadura por soplete y a láser en prótesis fija.

#### III. RESULTADO DE APRENDIZAJE

El estudiante será capaz de:

1. Describir las aleaciones usadas en prótesis fija.
2. Comprender las diferentes técnicas de soldadura para las aleaciones usadas en prótesis fija.
3. Identificar el tipo de soldadura indicado según la aleación usada.

#### IV. CONTENIDOS

Unidad 1: Aleaciones usadas en prótesis fija  
Evolución de las aleaciones  
Clasificación de las aleaciones dentales

Características de las aleaciones usadas en odontología  
Propiedades de las aleaciones para prótesis fija

Unidad 2: Tipos de soldaduras en odontología  
Indicaciones de las Soldaduras  
Consideraciones en soldadura por soplete  
Consideraciones en soldadura por láser

Unidad 3: Aplicación de las técnicas de soldadura a casos clínicos

## V. ESTRATEGIAS DIDÁCTICAS

Las metodologías para las sesiones de aprendizaje son:

Exposición Magistral Participativa: Estrategia metodológica que cuenta con participación de los estudiantes. La comunicación es interactiva y los contenidos desarrollados permiten que el estudiante pueda resolver sus dudas y aportar conocimientos, entregando mayores elementos para la comprensión.

Aprendizaje cooperativo: Grupo de procedimientos de enseñanza que parten de la organización de la clase en pequeños grupos mixtos y heterogéneos donde los alumnos trabajan conjuntamente de forma coordinada entre sí para resolver tareas académicas y profundizar en su propio aprendizaje.

Debate: discusión, en el cual todos los estudiantes deben estar preparados para argumentar el tema propuesto. Puede ser a partir de temas, cuestionarios, problemas, lecturas o artículos científicos, producto. Se debate con la orientación del profesor, se establecen conclusiones, consensos y termina con una calificación del desempeño de cada uno de los participantes, durante la actividad.

## VI. EVALUACIÓN

Aspectos a evaluar	Ponderación
Evaluación teórica Unidad 1	30%
Evaluación teórica Unidad 2	30%
Entrega de Producto: Infografía de la elección de Soldadura	30%
Debate	10%
Total	100%

## VII. BIBLIOGRAFÍA

### Básicas

1. Aladag A. Effects of soldering and laser welding on bond strength of ceramic to metal. *J Prosthet Dent.* 2010;105:28-34
2. Bertrand C, Poulon- Quintin A. Proposals for Optimization of Laser Welding in Prosthetic Dentistry. *Journal of Prosthodontics.*2010;9:69-76.
3. Howard R. Metal ceramic alloys in dentistry: A Review. *Journal of Prosthodontics.* 2007;18:188-94.
4. Lee S. Effect of soldering techniques and gap distance on tensile strength of soldered Ni-Cr alloy joint. *J Adv Prosthodont.* 2010;2:117-21.
5. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J: *Contemporary Fixed Prosthodontics* (ed 4). St. Louis: Mosby/Elsevier; 2006,
6. Wataha J. Alloys for Prostodontics restorations. *J Prosthet Dent.* 2002;87:351-63.

### Complementarias:

1. Falcao Filho T. Modified section method for laser-welding of ill-fitting cp Ti and Ni–Cr alloy one-piece cast implant-supported frameworks. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2010;37;359–63.
2. Fattahi F. The Effect of Gap Angle on Tensile Strength of Preceramic Base Metal Solder Joints. *Dent Shiraz Univ Med Sci.* 2015;16(4):310-3.
3. Madhan Kumar S, Sethumadhava J. Effects of Conventional Welding and Laser Welding on the Tensile Strength, Ultimate Tensile Strength and Surface Characteristics of Two Cobalt–Chromium Alloys: A Comparative Study. *J Indian Prosthodont Soc .*2012;12(2):87–93.

## VIII. PROFESORES DEL CURSO E INVITADOS

Grado o Título	Nombres	Apellidos	Departamento Académico	Condición Docente/Invitado	Correo electrónico
Esp.	Sofia	Chirinos Tumba	Ninguno	Contratado	sofia.chirinos.t@upch.pe
Esp.	Laura	Luque Delgado	Ninguno	Contratado	laura.luque.d@upch.pe
Esp.	Hanz	Olivera Chacón	Departamento Académico de Clínica Estomatológica	Contratado	olivera.chacon.h@upch.pe

## IX. PROGRAMACIÓN DE ACTIVIDADES

N° de Sesión	Fecha	Horario	Contenido	Actividades de aprendizaje	Docente
1	21 agosto	09:00am – 11:00am	Presentación del curso Tipos de soldadura para prótesis fija Evolución de las aleaciones Clasificación de las aleaciones dentales	Clase magistral - presencial	Laura Luque
2	28 agosto	09:00am – 11:00am	Características de las aleaciones usadas en odontología Propiedades de las aleaciones para prótesis fija	Clase magistral - presencial	Laura Luque
3	4 setiembre	09:00am – 11:00am	Tipos de soldaduras en Odontología Indicaciones de las Soldaduras	Clase magistral presencial Evaluación teórica 1- examen teórico escrito de la unidad 1	Laura Luque
4	11 setiembre	09:00am – 11:00am	Consideraciones en soldadura por soplete	Clase magistral - presencial	Laura Luque
5	18 setiembre	09:00am – 11:00am	Consideraciones en soldadura por láser	Clase magistral – presencial Evaluación teórica 2- examen teórico escrito de la unidad 2	Laura Luque
6	25 setiembre	09:00am – 11:00am	Aplicación de las técnicas de soldadura	Clase magistral- Aprendizaje cooperativo	Hanz Olivera

7	2 octubre	09:00am – 11:00am	Aplicación de las técnicas de soldadura	Aprendizaje cooperativo- Entrega de producto: infografía de la elección de soldadura por grupos	Hanz Olivera
8	9 octubre	09:00am – 11:00am	Aplicación de las técnicas de soldadura	Debate- presencial Calificación mediante rúbrica de evaluación	Sofía Chirinos



## II.2. Análisis crítico de literatura estomatológica

### II.2.1. Información general

Información	Descripción
Título	Evaluation of Marginal Fit and Flexural Strength of Screw-retained Casted One-piece Metal Framework Postsectioning and Welding: An In Vitro Study
Autores	Duhan T, Malhotra P, Yadav B, Bhargava A, Sangwans R.
Revista	World Journal of Dentistry
Año de publicación	2023
País	India
Tipo de estudio	In vitro
<b>Objetivo</b>	
El objetivo de este estudio fue comparar el efecto del corte y la soldadura láser en el ajuste marginal y la resistencia a la flexión de estructuras coladas atornilladas de arcada completa.	
<b>Metodología</b>	
Se consideró una muestra de veinte estructuras implantosoportadas coladas convencionalmente que se colocaron sobre un modelo maestro de poliestireno previamente fabricado donde se colocaron cinco implantes paralelos entre sí. Las muestras se dividieron en grupo 1: una pieza no seccionada y no soldada y grupo 2 : pieza seccionada y soldada. Para evaluar el ajuste marginal se utilizó una prueba de resistencia de tornillo y la prueba de un tornillo. Después de evaluar el ajuste de las estructuras se calculó la resistencia a la flexión de ambos tipos de estructuras utilizando una máquina de ensayo universal.	
<b>Resultados</b>	
Al evaluar las estructuras utilizando la prueba de un tornillo el valor medio de desajuste vertical en el implante terminal fue para el grupo 1 de $293,23 \pm 7,82 \mu\text{m}$ y para el grupo 2 fue de $78,43 \pm 1,49 \mu\text{m}$ mientras que los valores promedio de desajuste en 4 implantes al aplicar la prueba de resistencia del tornillo fueron $226,70 \pm 9,29$ para el grupo 1 y $71,26 \pm 13$ para el grupo 2 respectivamente. Los valores promedio de desadaptación en 2 implantes utilizando la prueba de resistencia al tornillo fueron para el grupo 1 de $173,14 \pm 10,80$ y para el grupo 2 de $37,26 \pm 2,18$ . El valor medio de resistencia a la flexión en las estructuras después de la soldadura con láser fue de $1529,6 \text{ MPa}$ que no fue estadísticamente significativo en comparación con las estructuras no soldadas.	
<b>Conclusiones</b>	
La pasividad y el ajuste vertical de la estructura sobre implantes colada en una sola pieza mejoró significativamente con el corte y la soldadura por láser. La resistencia a la flexión de la unión soldada con láser fue comparable a la no soldada. Las técnicas de soldadura a láser demostraron ser capaces de mejorar las condiciones clínicas de una prótesis colada atornillada disminuyendo el desajuste y produciendo una resistencia a la flexión adecuada.	

## II.2.2. Calidad del reporte escrito: CRIS para estudios in vitro

Secciones	Ítem	Recomendación	Descripción	Página
<b>Título y resumen</b>				
Título y resumen	1a	Identifica en el título que es un estudio in vitro/laboratorio.	Sí, indica que se trata de un estudio in vitro.	9
	1b	Resumen estructurado del diseño, métodos, resultados y conclusiones.	Sí, se observa un resumen estructurado con secciones como propósito, materiales y método, resultados y conclusiones.	9
<b>Introducción</b>				
Antecedentes y objetivos	2a	Antecedentes científicos y explicación de los motivos del estudio	Sí, presenta antecedentes donde indica las posibles complicaciones de no conseguir un ajuste pasivo que puede ocasionar fallas significativas en el tratamiento con implantes.	10
	2b	Objetivos específicos o hipótesis	Sí, presenta los objetivos que los describe como evaluar de forma comparativa el desajuste y la mejora en el ajuste de la estructura metálica atornillada colada apoyada por 5 implantes.	10
<b>Métodos</b>				
Intervenciones	3	La intervención para cada grupo, incluyendo cómo y cuándo se administraron realmente, tienen suficiente detalle para permitir su reproducción.	Sí, se fabricó un modelo maestro con 5 implantes paralelos entre sí y se realizó 20 estructuras coladas sobre este modelo, dividiendo en 2 grupos de estudio de 10 cada uno, un grupo no soldado y otro grupo soldado; este método si pudiera usarse en una futura investigación.	11
Resultados (outcomes)	4	Medidas de resultado primarias y secundarias completamente definidas, incluyendo cómo y cuándo fueron evaluadas.	Sí, el artículo muestra resultados completos, flujo de trabajo y tablas según las variables estudiadas: ajuste marginal y resistencia a la flexión.	12

			La variable de ajuste marginal se evaluó con la prueba de un tornillo y con la prueba de resistencia del tornillo; la resistencia a la tracción se evaluó con la máquina de ensayo universal.	
Tamaño muestral	5	Explica cómo se determinó el tamaño muestral.	Sí, se especifica cómo se determinó el tamaño muestral a partir de los estudios de Jemt Koke.	12
Randomeización:				
Generación de la secuencia	6	Menciona el método utilizado para generar la secuencia de asignación aleatoria.	No aplica.	-
Mecanismo de ocultación de la asignación	7	Indica el mecanismo usado para implementar la secuencia de asignación aleatoria (como contenedores numerados secuencialmente), descripción de las medidas adoptadas para ocultar la secuencia hasta la asignación de las intervenciones.	No aplica.	-
Implementación	8	Determina quién generó la secuencia de asignación aleatoria, quién enroló las muestras y quién las asignó a la intervención.	No aplica.	-
Cegamiento	9	En caso sea afirmativo, ¿indica a quién se cegó tras la asignación a las intervenciones (por ejemplo, a los profesionales sanitarios, a los que evalúan los resultados) y cómo se hizo?	No aplica.	-
Métodos estadísticos	10	Menciona los métodos estadísticos usados para comparar los grupos para resultados primarios y	Sí, usaron la prueba estadística de T no pareada, para evaluar las diferencias estadísticas entre los grupos	12

		secundarios	estudiados en la variable de ajuste marginal y resistencia a la flexión. Los datos se importaron a un programa estadístico Statistical Package for the social Sciences version 21.0 y Epi info version 3.0.	
<b>Resultados</b>				
Especímenes analizados	11a	Indica el número de especímenes incluidos en cada grupo de análisis.	Sí, indica que tienen 2 grupos cada uno de 10 especímenes (En material y métodos).	13
Resultados y estimación	11b	Describe los resultados primarios y secundarios, de cada grupo, y la magnitud estimada del efecto y su precisión (como el intervalo de confianza del 95%, valor de p, etc.)	Si, al evaluar las estructuras utilizando la prueba de un tornillo el valor medio de desajuste vertical en el implante terminal fue para el grupo 1 de $293,23 \pm 7.82 \mu\text{m}$ y para el grupo 2 fue de $78,43 \pm 1,49 \mu\text{m}$ mientras que los valores promedio de desajuste en 4 implantes al aplicar la prueba de resistencia del tornillo fueron $226,70 \pm 9,29$ para el grupo 1 y $71,26 \pm 13$ para el grupo 2 respectivamente. Los valores promedio de desadaptación en 2 implantes utilizando la prueba de resistencia al tornillo fueron para el grupo 1 de $173,14 \pm 10,80$ y para el grupo 2 de $37,26 \pm 2,18$ . El valor medio de resistencia a la flexión en las estructuras después de la soldadura con láser fue de 1529,6 MPa que no fue estadísticamente significativo en comparación con las estructuras no soldadas.	13
<b>Discusión</b>				
Limitaciones	12a	Establece las limitaciones, abordando las fuentes de	Sí, indica que las limitaciones son el diseño de	13

		posibles sesgos, imprecisiones y, si procede, multiplicidad de análisis.	estudio “in vitro”, las fuerzas aplicadas no son reales y no se pueden controlar otras variables clínicas.	
Generalización	12b	Indicar la generalización (validez externa, aplicabilidad) de los resultados.	Sí, indica que se puede considerar su uso en algunas situaciones clínicas.	13
Interpretación	12c	Interpretación coherente con los resultados, sopesando los beneficios y los perjuicios, y teniendo en cuenta otras pruebas pertinentes.	Sí, realiza una interpretación adecuada de los resultados y manifiesta la ventaja de esta con respecto a otros métodos de estudio.	13
<b>Otra información</b>				
Protocolo	24	Indica dónde puede consultarse el protocolo completo, si está disponible	No, no se menciona el seguimiento de algún protocolo.	-
Financiamiento	25	Menciona las fuentes de financiamiento y otras ayudas (como suministros), papel de los financiadores	No, no se encuentra información acerca del financiamiento.	-

### II.2.3. Calidad metodológica del estudio: AXIS adaptada para estudios in vitro

Introducción	Sí	No	No sé	¿Por qué?	Pág.
1. ¿Fueron los objetivos del estudio claros?	X			Se observa claridad en los objetivos por las pruebas que se realizaron en función a la comparación del ajuste marginal y la resistencia a la tracción en estructuras soldadas y no soldadas.	9
<b>Métodos</b>					
2. ¿Fue el estudio diseñado apropiadamente para los objetivos propuestos?	X			Se evaluaron dos grupos de estudio donde se realizaron las pruebas según las variables estudiadas.	10
3. ¿Fue el tamaño de muestra justificado?	X			Si fue justificado mencionando estudios previos.	-
4. ¿Fueron los especímenes tomados de una población de base apropiada?				No aplica	
5. ¿Fue el proceso de selección de especímenes congruente con la población de investigación?	X			Al tratarse de un estudio in vitro, la cantidad de especímenes evaluados si estaba en concordancia con las variables observadas.	11
6. ¿Se midieron adecuadamente los resultados de acuerdo con los objetivos del estudio?	X			Se realizaron dos pruebas para evaluar el ajuste marginal (screw test y screw resistance test) y resistencia a la flexión en la máquina de ensayo universal	12
7. ¿Se midieron correctamente los resultados con el uso de instrumentos o medidas que hayan sido experimentadas, probadas o publicadas previamente?	X			En varios estudios previos se evalúa de la misma manera el ajuste marginal y la resistencia a la flexión.	12

8. ¿Está claro que se usó para determinar significancia estadística, estimadores de precisión, o ambos? (por ejemplo: valores p, intervalos de confianza)		X		Se evalúa un valor de “p”; sin embargo, no se menciona la significancia estadística, se estima que el valor de p fue 0.05.	12
9. ¿Fueron los métodos (incluye métodos estadísticos) suficientemente descritos para permitir que estos sean repetidos?	X			Los datos se analizaron estadísticamente usando una prueba T para evaluar diferencias estadísticas entre ambos grupos de estudio. Además, se usó el software SPSS.	12
<b>Resultados</b>					
10. ¿Fueron descritos adecuadamente los datos básicos?	X			Se describen los resultados de ajuste marginal y resistencia a la flexión de las estructuras soldadas y no soldadas y las comparan entre sí.	13
11. ¿Si es apropiado, la información de los individuos con no respuesta fue descrita?				No aplica.	-
12. ¿Fueron los resultados consistentes internamente?	X			Existe consistencia entre los instrumentos usados y las variables evaluadas en el estudio.	13
13. ¿Fueron presentados lo resultados descritos para su análisis en métodos?	X			Muestra una descripción adecuada y cuadros para evidenciar todas las variables de ajuste marginal con prueba de un tornillo, con prueba de resistencia del tornillo y de resistencia a la flexión con estructuras soldadas y no soldadas.	13
<b>Discusión</b>					
14. ¿Fueron las discusiones y conclusiones	X			Las conclusiones muestran que los valores de ajuste marginal	13

de los autores justificadas por los resultados?				mejoran tras la soldadura y la soldadura no afecta la resistencia a la flexión de las estructuras.	
15. ¿Fueron discutidas las limitaciones del estudio?	X			Se indica que una limitación es el diseño de estudio in vitro que no permiten evaluar las fuerzas oclusales reales.	14
<b>Otros</b>					
16. ¿Existieron algunas fuentes de financiación o conflictos de interés que puedan afectar la interpretación de los resultados por los autores?		X		No indica si el estudio fue financiado por alguna institución o por los mismos autores.	14
17. ¿Se obtuvo aprobación ética o consentimiento de los participantes?		X		No se menciona la aprobación de algún comité de ética. Sin embargo, el estudio no ha sido aplicado en humanos	14

**Adaptado de:**

1. Krithikadatta J, Gopikrishna V, Datta M. CRIS Guidelines (Checklist for Reporting In-vitro Studies): A concept note on the need for standardized guidelines for improving quality and transparency in reporting in-vitro studies in experimental dental research. J Conserv Dent. 2014;17(4):301–304.
2. Downes MJ, Brennan ML, Williams HC, et al. Development of a critical appraisal tool to assess the quality of cross-sectional studies (AXIS). BMJ Open 2016;6:e011458.
3. Plaza-Ruiz SP. Estudios transversales analíticos. En: Barbosa-Liz DM, Pineda-Vélez EL, Agudelo-Suárez AA. Odontología basada en la evidencia: de la teoría a la práctica. Medellín: Corporación para Investigaciones Biológicas; 2020.



### II.3. Proyecto de investigación en estomatología

#### TÍTULO

Estudio in vitro de la comparación de la resistencia a la tracción de estructuras de Ni Cr soldadas por láser y soplete según ancho y tipo de corte

#### RESUMEN

**Antecedentes:** El Níquel Cromo (Ni Cr) una aleación ampliamente utilizada en prótesis fija que presenta múltiples ventajas; sin embargo, por su composición una potencial distorsión puede presentarse en cualquier paso del proceso de colado y fundición, lo que afectaría a la precisión y al ajuste marginal. Entre las principales técnicas desarrolladas en prótesis para garantizar el asentamiento de las estructuras tenemos a la soldadura. Se ha investigado el espacio ideal para soldar en la mayoría de las aleaciones, concluyendo en 0.3 a 0.5 mm, sin embargo, la implicancia de este espacio y de la forma de las partes a unir en la solidez estructural de las estructuras de Ni Cr no ha sido ampliamente descrita en la literatura. **Objetivos:** Comparar la resistencia a la tracción de estructuras soldadas de Ni Cr mediante soplete y láser según ancho y tipo de corte. **Material y métodos:** Para la obtención de las barras de Ni Cr se utilizarán como matrices 160 bebederos cilíndricos preformados de resina calcinable de 14 mm de largo y 3mm de diámetro y un extremo esférico de 5mm de diámetro. Estos bebederos se unirán en el

extremo cilíndrico para luego ser revestidos y fundidos; luego las barras fundidas serán cortadas con un disco de dos formas: rectos y oblicuos y serán soldadas mediante soplete y láser con espacio de 0.5 y 1 mm. Las barras ya soldadas serán sometidas a tracción mediante una máquina de ensayo universal Instron Corp. hasta que se produzca la fractura, verificando la fuerza necesaria para ello en Mpa.

**Palabras clave:** Soldadura láser, Soldadura soplete, gap, tracción

## **INTRODUCCIÓN**

Las aleaciones metálicas usadas en odontología son una mezcla de dos o más metales donde se añaden elementos para modificar la dureza y resistencia, para obtener mejores propiedades que un metal puro (1-5); sin embargo las propiedades físicas de las aleaciones para colado van a depender de su composición (6,7) y son las siguientes: módulo de elasticidad, límite proporcional (8), dureza, distorsión a altas temperaturas, porcentaje de elongación y resistencia a la tracción (9-11).

Las aleaciones de metales básicos han reemplazado a aleaciones de oro por presentar mayor resistencia a la deformación y porcentaje de elongación (2,3), dentro de los principales metales base usados tenemos el Níquel, cobalto, Berilio y Cromo, donde este último se agregó para aumentar la resistencia a la corrosión (1,10,12). Las aleaciones de Níquel Cromo (Ni Cr) son ampliamente usadas en nuestro medio, para la confección de prótesis fijas por sus ventajas económicas, comparadas con las aleaciones de metales nobles, además presentan una mayor

resistencia a la tracción, alto módulo de elasticidad, alta resistencia al escurrimiento y baja densidad, es decir menor riesgo de fractura (7). Sin embargo, las desventajas que presentan son su elevada dureza y alta temperatura de fusión (2-4,13). Una aleación al solidificar genera una gran contracción, a mayor temperatura de fusión mayor es la contracción, por el cambio al enfriarse a temperatura ambiente. Las aleaciones de Níquel Cromo (Ni Cr) solidifican a una temperatura de 1350°C a 1450°C a diferencia del oro que su punto de fusión es 925°C (1,4).

La técnicas de laboratorio de cera perdida permite la fabricación de estructuras de Ni Cr con un grado de ajuste aceptable, sin embargo, una potencial distorsión puede ocurrir en cualquier paso del proceso de colado y fundición, adicionalmente el tamaño de la estructura a colar puede modificar directamente el grado de precisión y adaptación, observándose que a estructuras más grandes menor es el grado de precisión y ajuste marginal (4,15). Esta situación es debido a la expansión volumétrica y lineal de los materiales usados, en los que se incluyen los materiales de impresión, yesos, ceras, revestimiento y metales (3,8). Son numerosas las técnicas para corrección del asentamiento de las estructuras posteriores al colado y han sido desarrolladas y descritas en la literatura, entre ellas el corte, soldadura y sobrecolado (1,8,16,17).

La soldadura mediante soplete es también conocida como *brazing* o soldadura fuerte, y se produce mediante la unión de las estructuras por el calentamiento de un material de relleno a unos 450°C. Este espacio de unión es llenado por capilaridad del metal de aportación y fundido mediante una fuente de calor. Este metal para soldadura de aleaciones de Ni Cr debe de ser compatible con la aleación principal

pero no necesariamente de una composición similar (1,4,8,21,14).

En la soldadura por láser, un haz de luz funde el metal en el área de unión y se conduce uniendo las partes aproximadas (18,22). Este método de unión parece particularmente apropiado para una gravedad específica baja o metales de baja conducción (22,25,28).

Hay factores importantes que influyen en la precisión y resistencia de las estructuras soldadas, como la forma de unión y ancho de separación (18). La forma de unión de la soldadura ha sido descrita por Shillingburg (18), donde recomiendan el uso de superficies de unión planas y opuestas, en lugar de superficies axiales aproximadas en forma de cuña para así minimizar la distorsión; esta afirmación fue corroborada por varios autores (29-31). El ancho de separación se considera un parámetro de soldadura importante desde las perspectivas de precisión y resistencia. Se han investigado muchos anchos de separación (18), donde el espacio ideal recomendable es de 0.3 a 0.5 mm para la soldadura de la mayoría de las aleaciones (20,31-33). Sin embargo, Ryge (16) estudió varios anchos de espacio, concluyendo que, si el espacio era demasiado pequeño, las unidades de metal se expandirán o contraerán durante el calentamiento, lo que provocaría porosidad y distorsión (1,8,18).

No obstante, la implicancia de este espacio en la solidez estructural, así como el tipo de seccionamiento comparando soldadura láser con soplete en estructuras de Ni Cr no ha sido ampliamente descrito en la literatura. Por lo tanto la pregunta de investigación es ¿Cuál es la resistencia a la tracción de barras de Ni Cr soldadas por soplete y láser con diferente tipo de corte, oblicuo y recto, y con diferente ancho

de seccionamiento, 0.5 y 1 mm?

## **OBJETIVOS**

### **Objetivo general**

Comparar la resistencia a la tracción de estructuras soldadas de Ni Cr mediante soplete y láser según ancho y tipo de corte.

### **Objetivos específicos**

1. Comparar la resistencia a la tracción de estructuras de Ni Cr soldadas mediante soplete en el corte recto para fracturar una línea soldada según ancho de corte.
2. Comparar la resistencia a la tracción de estructuras soldadas de Ni Cr mediante soplete en el corte oblicuo para fracturar una línea soldada según ancho de corte.
3. Comparar la resistencia a la tracción de estructuras de Ni Cr soldadas mediante láser en el corte recto para fracturar una línea soldada según ancho de corte.
4. Comparar la resistencia a la tracción de estructuras de Ni Cr soldadas mediante láser en el corte oblicuo para fracturar una línea soldada según ancho de corte.

## **MATERIAL Y MÉTODOS**

### **Tipo del estudio**

El estudio es de tipo experimental in vitro.

### **Muestra**

El tamaño de la muestra será determinado de acuerdo a estudios publicados por Duhan et al (1) y Bajoghli et al (20). Se trata de barras de Ni Cr coladas en un laboratorio privado a partir de unas matrices preformadas las que serán seccionadas y soldadas por láser y soplete, con diferente tipo de corte y ancho de separación de 0,5 mm y 1 mm.

Los grupos experimentales serán: Grupo 1 (n=10) de barras soldadas con soplete de corte recto con soldadura de 0.5 mm de espesor, G2 (n=10) de barras soldadas con soplete de corte recto con soldadura de 1 mm de espesor, G3 (n=10) de barras soldadas con soplete de corte oblicuo con soldadura de 0.5 mm de espesor, G4 (n=10) de barras soldadas con soplete de corte oblicuo con soldadura de 1 mm de espesor, G5 (n=10) de barras soldadas con láser de corte recto con soldadura de 0.5 mm de espesor, G6 (n=10) de barras soldadas con láser de corte recto con soldadura de 1 mm de espesor, G7 (n=10) de barras soldadas con láser de corte oblicuo con soldadura de 0.5 mm de espesor y G8 (n=10) de barras soldadas con láser de corte oblicuo con soldadura de 1 mm de espesor.

## **Criterios de selección**

### Criterios de inclusión

- Barras de Ni Cr sin burbujas o defectos evidentes
- Barras completas sin defectos estructurales
- Soldaduras completas (sin presencia de espacios exteriores).

### Criterios de exclusión

- Barras de Ni Cr que procedan de un mal procedimiento de colado
- Barras de Ni Cr que tengan soldaduras deficientes (perlas, burbujas etc).

## **Definición operacional de variables (Anexo 1)**

Resistencia a la tracción: Tensión máxima que puede soportar un material sometido a una carga sin romperse (24) y operacionalmente se medirá con la máquina de ensayo universal. Variable cuantitativa, continua y de razón. Sus valores serán expresados en Megapascales (MPa).

Tipo de soldadura: Técnica de unir dos metales con un material de aportación.

Variable cualitativa, dicotómica y nominal. Sus valores serán 1: Soplete y 2:

Láser.

Tipo de Corte: Corte realizado a las barras metálicas, variable cualitativa dicotómica nominal, que presenta valores denominados recto y oblicuo.

Ancho de corte: Separación de la soldadura. Variable cualitativa, dicotómica y nominal. Los valores definidos serán 1: 0.5 mm y 2: 1 mm.

### **Procedimientos y técnicas**

Para la recopilación de la información se utilizará una ficha de recolección de datos donde se colocará el valor de la fuerza necesaria para producir la fractura (Anexo 2).

#### Elaboración de los especímenes

Para la obtención de las barras de Ni Cr se utilizarán como matrices 160 bebederos cilíndricos (Dentsply®, EE.UU) preformados de resina calcinable de 14 mm de largo y 3mm de diámetro y un extremo esférico de 5mm de diámetro (6,20,32). Estos bebederos se unirán en el extremo cilíndrico mediante resina acrílica Duralay® (Reliance, EE.UU.), manteniéndose alineadas en una matriz y se esperará hasta su total endurecimiento; la fundición de los especímenes se llevará a cabo en un laboratorio privado. Se utilizará una aleación de Ni Cr Kera N® (GMBH, Germany), además, todos los bebederos de resina calcinable serán pincelados con un agente de ruptura de tensiones Aurofilm® (Bego, Alemania), para luego ser incluidos en yeso de revestimiento fosfatado Bellasun® (Bego, Alemania). La mezcla del mismo se realizará en una mezcladora al vacío Whip Mix® (USA). Los bebederos se



colocarán en conformadores y éstos en cilindros de colado para ser revestidos , luego serán colocados en un horno de eliminación de cera Tecnodent H23-P10® (Argentina) durante una hora a 800C°, posterior a este proceso, el cilindro se colocará en una centrífuga donde se realizará la fundición de la aleación de Ni Cr, utilizando la técnica por soplete de oxígeno-propano, ajustando la llama para una adecuada fundición del metal y una vez fundido el metal se esperará a su total enfriamiento, luego del cual se eliminará el revestimiento y se arenará con óxido de aluminio de 50 um a una presión de 80lbs/pulg hasta la limpieza total de la piezas.

#### Cortes de los especímenes

Para el corte de los especímenes se fabricarán matrices de yeso adaptadas al motor de alta velocidad DEMCO E96 y mediante un mandril que sostiene al disco de corte de carburo de metales DEDECO® (USA) de 1 mm y de 0.5 mm se realizarán los cortes rectos y oblicuos.

#### Método de soldadura

Soldadura por soplete: Para la ejecución de las soldaduras se usará la matriz que permite mantener alineados los cilindros preformados, para su unión antes del colado. Se colocarán las barras metálicas cortadas y se interpondrá un disco de corte de 0.5 mm y de 1 mm de grosor en cortes recto y oblicuo. Se retirará la hoja metálica y los especímenes serán unidos con resina acrílica de combustión completa Duralay® (Reliance, EE.UU.), una vez polimerizada la resina se retirará de la matriz y será revestido utilizando yeso de revestimiento Rema® (Dentaurum, Alemania), de acuerdo a las especificaciones del fabricante. Luego de 10 minutos de colocado

el revestimiento se realizará la soldadura. Se utilizará un soplete oxígeno-propano con pieza de mano N° 1 haciendo movimientos circulares y dirigiendo oblicuamente la llama reductora al área a ser soldada; luego se aplicará el fundente Vera flux, (Albadent®EEUU) y metal de aportación Vera Solder (Alba dent®, EEUU) Se esperará hasta su completo enfriamiento para retirarla del revestimiento y se arenará con óxido de aluminio de 50 um a una presión de 80lbs/pulg hasta la limpieza total de la piezas. Posterior a la limpieza se tomará radiografía a la piezas en el área de la soldadura por soplete para evitar porosidades internas (20,33,34).

Soldadura por láser: Para la ejecución de las soldaduras por láser se usará la matriz de alineación de las barras. Se colocarán láminas de Cr Ni calibradas de 0.5 y 1 mm entre las partes a unir y se soldará mediante láser Kernit NTY 60 kleine (BRASIL), éste utiliza un cristal de Láser Nd: YAG, con una potencia de 30kW durante 0,5 a 15 ms, su energía máxima de pulso es de 40 Joules. Después de la soldadura se arenará con óxido de aluminio de 50 um a una presión de 80lbs/pulg hasta la limpieza total de la piezas. Posterior a la limpieza, se tomará radiografía a la piezas en el área de la soldadura láser para evitar porosidades internas (20,33,34).

#### Test de resistencia traccional

Para la realización del ensayo mecánico de resistencia a la tracción se enviarán los especímenes al Laboratorio de Materiales de la Pontificia Universidad Católica del Perú, donde se utilizará una máquina de ensayo universal Instron Corp. regulada para una carga de 1000 kg, con una velocidad de 0,5mm/min. Los especímenes serán sometidos a tracción y sostenidos con unas mordazas para lograr su estabilidad hasta

su rompimiento verificando la fuerza necesaria para ello en MPa. Los datos serán registrados en una ficha de datos (Anexo 2).

### **Plan de análisis**

Los resultados se presentarán mediante tablas de distribución de promedios y desviación estándar. El análisis bivariado se realizará mediante la prueba T de Student, siempre y cuando la normalidad sea corroborada mediante la prueba de Shapiro Wilks, caso contrario se aplicará la prueba de U de Mann Whitney. Se usará el programa estadístico STATA v.17.0 con un nivel de confianza del 95% y un  $p < 0.05$ .

### **Aspectos éticos del estudio**

El estudio deberá tener la aprobación de la Dirección Universitaria de Asuntos Regulatorios de la Investigación (DUARI) de la Universidad Peruana Cayetano Heredia. No necesita aprobación del departamento de ética por tratarse de un estudio que no se realizó en humanos o animales.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Duhan T, Malotra P, Yadav B, Bhargava A. Evaluation of Marginal Fit and Flexural Strength of Screw-retained Casted One-piece Metal Framework Postsectioning and Welding: An In Vitro Study. *World Journal Dent.* 2023;14(1):9–15.
2. Gomes M, Moraes S, Lemos C, Cruz R, Oliveira H, Pellizzer E. Systematic review and meta-analysis of welding procedures in one-piece cast implant-supported frameworks. *Braz Oral Research.* 2019; 33:1-10.
3. Perveen A, Molardi C, Fornaini C. Applications of Laser Welding in Dentistry: A State-of-the-Art Review. *Journal Micromachines.* 2018; 9: 2-23.
4. Kanmani M, Gandimathi J, Vinayagavel K, Sabarigirinathan C. Review on Soldering In Prosthodontics. *Journal of Dental and Medical Sciences.* 2019; 18 (3): 21-5.
5. Civjan S, Huget E. Effects of heat treatment on mechanical properties of two Nickel-Chromium based casting alloys. *J Dent Res.* 1972 ; 51(6): 1537-45.
6. Asgar K. Past. Casting Dental in Dentistry: past, present and future. *Adv Dent Res.* 1988; 2(1):33-43.
7. Howard R. Metal ceramic alloys in dentistry: A Review. *Journal of Prosthodontics.* 2007; 18: 188-94.
8. Wataha J, Malcolm C. Effect of alloys surface on release of elements from dental casting alloys. *Journal of Oral Rehabilitation.* 1996; 23: 583-9.

9. Tannamala P, Azhagarasan N. Evaluation of marginal gap of Ni-Cr copings made with conventional and accelerated casting techniques. *Indian Journal of Dental research*. 2013; 24 (1): 147-8.
10. Ristic L, Vulcevic D, Radovic L. Corrosive and cytotoxic properties of compact specimens and microparticles of Ni Cr dental alloys. *Journal of Prostodontics*. 2014; 23: 221-6.
11. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics* 4th ed. St. Louis: Mosby Elsevier; 2006: 843-66.
12. Wataha J. Alloys for Prostodontics restorations. *J Prosthet Dent* 2002; 87 (4): 351-63.
13. Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. *Dent Clin North Am*. 2004;48(2):vii-512.
14. Eden G, Franklin O, Powel J. Fit of Porcelain Fused-to-metal Crown and Bridge Castings. *J Dent Res*. 1979; 58(12):2360-8.
15. Brintha J, Mohan J. Comparative Evaluation of Marginal Accuracy of a Cast Fixed Partial Denture Compared to Soldered Fixed Partial Denture Made of Two Different Base Metal Alloys and Casting Techniques: An In vitro Study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2013; 2: 286
16. Alvarez A. A Comparison of Two Soldering Techniques on the Misfit of Bar-Retained Implant-Supported Overdentures. 2014; 23: 163–70
17. Gómez-Cogolludo P. Effect of electric arc, gas oxygen torch and induction melting techniques on the marginal accuracy of cast base-metal and noble metal- ceramic crowns. *journal of dentistry*. 2013; 41: 826–31

18. Byrne Gerard, Soldering in Prosthodontics—An Overview, Part I; Journal of Prosthodontics 2011; 220: 233–43
19. Bajoghli F, Ghasemi E, Sahafi S. Evaluation of Soldered Joints of Two Base Metal Ceramic Alloys: Supercast and Minalux. JDMT. 2018 ;7(3): 339-344.
20. Lee S, Lin C. Effect of temperature and flux concentration on soldering of base metal. Journal of Oral Rehabilitation. 2000; 27: 1047–53.
21. Bertrand C, Poulon- Quintin A. Proposals for Optimization of Laser Welding in Prosthetic Dentistry. Journal of Prosthodontics 19 (2010) 69–76.
22. Bertrand C, Le PetitCorps Y, Albingre L, Dupuis V. The laser welding technique applied to the non precious dental alloys procedure and results. British Dental Journal 2001; 190: 255–7.
23. Chai T, Chou CK. Mechanical properties of laser welded cast titanium joints under different conditions. J Prosthet Dent .1998;79:477-83.
24. Aladag A. Effects of soldering and laser welding on bond strength of ceramic to metal. J Prosthet Dent . 2010;105: 28-34.
25. Rocha R, Pinheiro A, Villaverde A. Flexural Strength of Pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr Alloys Submitted to Nd:YAG Laser or TIG Welding. Braz Dent J. 2006;17(1): 20-23.
26. Madhan Kumar S, Sethumadhava J. Effects of Conventional Welding and Laser Welding on the Tensile Strength, Ultimate Tensile Strength and Surface Characteristics of Two Cobalt–Chromium Alloys: A Comparative Study. J Indian Prosthodont Soc .2012; 12(2):87–93.

27. Aguiar Junior F, Tiozzi R. An Alternative Section Method for Casting and Posterior Laser Welding of Metallic Frameworks for an Implant-Supported Prosthesis. *Journal of Prosthodontics*. 2009; 18: 230–4.
28. Sobieralski J, Schellbs E. Torch versus oven preceramic soldering of a nickel-chromium alloy. *Quintessence Int* 1990-21:753-7.
29. Tiozzi R, Falcão-Filho H, Aguiar Júnior FA, Rodrigues RC, Mattos MG, Ribeiro RF. Modified section method for laser-welding of ill-fitting cp Ti and Ni–Cr alloy one-piece cast implant-supported frameworks. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2010; 37: 359–63.
30. Fattahi F. The Effect of Gap Angle on Tensile Strength of Preceramic Base Metal Solder Joints. *Dent Shiraz Univ Med Sci*.2015; 16(4):310-3.
31. Lee S. Effect of soldering techniques and gap distance on tensile strength of soldered Ni-Cr alloy joint. *J Adv Prosthodont*. 2010;2:117-21
32. Costa Nuñez- Pantoja J. Radiographic inspection of porosity in Ti-6Al-4V laser-welded joints. *Braz Oral Res*. 2011;25(2):103-8.
33. Nuñez-Pantoja JM, Vaz LG, Nóbilo MA, Henriques GE, Mesquita MF. Effects of laser-weld joint opening size on fatigue strength of Ti-6Al-4V structures with several diameters. *J Oral Rehabil*. 2011;38(3):196-201.
34. Pantoja JM, Farina AP, Vaz LG, Consani RL, Nóbilo MA, Mesquita MF. Fatigue strength: effect of welding type and joint design executed in Ti-6Al-4V structures. *Gerodontology*. 2012;29(2):e1005-e1010.

## PRESUPUESTO Y CRONOGRAMA

### Presupuesto

Concepto	Cantidad	Precio unidad (S/.)	Precio total (S/.)
Barras de Ni Cr	80	S/. 15.00	S/. 1200.00
Soldaduras por soplete	40	S/. 20.00	S/. 800.00
Soldaduras por láser	40	S/. 25.00	S/. 1000.00
Matriz de acrílico	1		S/. 120.00
Hojas metálicas de 0,5 mm	40	S/. 1.00	S/. 40.00
Hojas metálicas de 1 mm	40	S/.1.00	S/. 40.00
Discos de Carburundum	100	S/ 1.00	S/ 100.00
Resina Acrílica Duralay	1		S/ 180.00
Pruebas de Tracción	80	S/. 25	S/ 2000.00
TOTAL (S/.)			S/. 5480.00

### Cronograma

Actividades	Septiembre 2023	Octubre 2023	Noviembre 2023	Diciembre 2023
Presentación del protocolo	X			
Aceptación del protocolo	X			
Recojo de datos		X		
Procesamiento de datos		X		
Análisis de los resultados			X	
Informe final			X	
Presentación de resultados				X



## ANEXOS DEL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

### Anexo 1. Cuadro de operacionalización de variables

Variable	Definición operacional	Indicadores	Tipo	Categoría a Escala	Valores
Resistencia a la tracción	Tensión máxima que puede soportar un material sometido a una carga sin romperse (24).	Medida de fuerza que la máquina de ensayo universal mostrará	Cuantitativa	Continua De razón	MPa
Tipo de Soldadura	Técnica y material con el que se soldaron las barras	Material de soldadura	Cualitativa	Dicotómica Nominal	1: Soplete 2: Láser
Tipo de Corte	Corte realizado a las barras metálicas	Orientación del corte	Cualitativa	Dicotómica Nominal	1: Recto 2: Oblicuo
Ancho de Corte	Separación de la soldadura	Ancho de la matriz para soldar	Cualitativa	Dicotómica Ordinal	1: 0,5mm 2: 1mm

## Anexo 2. Ficha de recolección de datos

ESPECÍMENES ( SOLDADURA LÁSER)				
	0.5 mm		1 mm	
	Recto G1	Oblicuo G2	Recto G3	Oblicuo G4
No	(Mpa)	(Mpa)	(Mpa)	(Mpa)
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				

ESPECÍMENES ( SOLDADURA SOPLETE)				
	0.5 mm		1 mm	
	Recto G5	Oblicuo G6	Recto G7	Oblicuo G8
No	(Mpa)	(Mpa)	(Mpa)	(Mpa)
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				

### **III. CONCLUSIONES**

Del presente trabajo de investigación se concluye que:

1. La elaboración del sílabo facilita el abordaje del tema de investigación de forma metodológica y ordenada para lograr la comunicación asertiva en el proceso de aprendizaje de los estudiantes.
2. El realizar el análisis crítico de literatura, mediante los análisis según el tipo de estudio, permitió valorar y discernir la calidad del estudio.
3. El desarrollo del proyecto de investigación está orientado a evaluar in vitro la resistencia a la tracción de estructuras de Ni Cr soldadas por láser y soplete según ancho y tipo de corte, donde se evaluará la resistencia a la tracción de barras coladas de Ni Cr que serán cortadas para ser soldadas tanto por láser como por soplete con dos tipos de corte: recto y oblicuo y dos espacios: 0,5 mm y 1 mm.

#### IV. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Aguiar Junior F, Tioosi R. An Alternative Section Method for Casting and Posterior Laser Welding of Metallic Frameworks for an Implant-Supported Prosthesis. *Journal of Prosthodontics*. 2009; 18: 230–4.
2. Aladag A. Effects of soldering and laser welding on bond strength of ceramic to metal. *J Prosthet Dent* . 2010;105: 28-34.
3. Alvarez A. A Comparison of Two Soldering Techniques on the Misfit of Bar-Retained Implant-Supported Overdentures. 2014; 23: 163–70
4. Asgar K. Past. Casting Dental in Dentistry: past, present and future. *Adv Dent Res*. 1988; 2(1):33-43.
5. Bajoghli F, Ghasemi E, Sahafi S. Evaluation of Soldered Joints of Two Base Metal Ceramic Alloys: Supercast and Minalux. *JDMT*. 2018 ;7(3): 339-344.
6. Bertrand C, Le PetitCorps Y, Albingre L, Dupuis V. The laser welding technique applied to the non precious dental alloys procedure and results. *British Dental Journal* 2001; 190: 255–7.
7. Bertrand C, Poulon- Quintin A. Proposals for Optimization of Laser Welding in Prosthetic Dentistry. *Journal of Prosthodontics* 19 (2010) 69–76.
8. Brintha J, Mohan J. Comparative Evaluation of Marginal Accuracy of a Cast Fixed Partial Denture Compared to Soldered Fixed Partial Denture Made of Two Different Base Metal Alloys and Casting Techniques: An In vitro Study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2013; 2: 286
9. Byrne Gerard, Soldering in Prosthodontics—An Overview, Part I; *Journal of Prosthodontics* 2011; 220: 233–43
10. Civjan S, Huget E. Effects of heat treatment on mechanical properties of two Nickel-Chromium based casting alloys. *J Dent Res*. 1972 ; 51(6): 1537-45.

11. Chai T, Chou CK. Mechanical properties of laser welded cast titanium joints under different conditions. *J Prosthet Dent* .1998;79:477-83.
12. Costa Nuñez- Pantoja J. Radiographic inspection of porosity in Ti-6Al-4V laser-welded joints. *Braz Oral Res*. 2011;25(2):103-8.
13. Duhan T, Malotra P, Yadav B, Bhargava A. Evaluation of Marginal Fit and Flexural Strength of Screw-retained Casted One-piece Metal Framework Postsectioning and Welding: An In Vitro Study. *World Journal Dent*. 2023;14(1):9–15.
14. Eden G, Franklin O, Powel J. Fit of Porcelain Fused-to-metal Crown and Bridge Castings. *J Dent Res*. 1979; 58(12):2360-8.
15. Fattahi F. The Effect of Gap Angle on Tensile Strength of Pre ceramic Base Metal Solder Joints. *Dent Shiraz Univ Med Sci*.2015; 16(4):310-3.
16. Gomes M, Moraes S, Lemos C, Cruz R, Oliveira H, Pellizzer E. Systematic review and meta-analysis of welding procedures in one-piece cast implant- supported frameworks. *Braz Oral Research*. 2019; 33:1-10.
17. Gómez-Cogolludo P. Effect of electric arc, gas oxygen torch and induction melting techniques on the marginal accuracy of cast base-metal and noble metal- ceramic crowns. *journal of dentistry*. 2013; 41: 826–31
18. Howard R. Metal ceramic alloys in dentistry: A Review. *Journal of Prosthodontics*. 2007; 18: 188-94.
19. Kanmani M, Gandimathi J, Vinayagavel K, Sabarigirinathan C. Review on Soldering In Prosthodontics. *Journal of Dental and Medical Sciences*. 2019; 18 (3): 21-5.
20. Lee S. Effect of soldering techniques and gap distance on tensile strength of soldered Ni-Cr alloy joint. *J Adv Prosthodont*. 2010;2:117-21
21. Lee S, Lin C. Effect of temperature and flux concentration on soldering of base metal. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2000; 27: 1047–53.

22. Madhan Kumar S, Sethumadhava J. Effects of Conventional Welding and Laser Welding on the Tensile Strength, Ultimate Tensile Strength and Surface Characteristics of Two Cobalt–Chromium Alloys: A Comparative Study. *J Indian Prosthodont Soc* .2012; 12(2):87–93.
23. Nuñez-Pantoja JM, Vaz LG, Nóbilo MA, Henriques GE, Mesquita MF. Effects of laser-weld joint opening size on fatigue strength of Ti-6Al-4V structures with several diameters. *J Oral Rehabil*. 2011;38(3):196-201.
24. Pantoja JM, Farina AP, Vaz LG, Consani RL, Nóbilo MA, Mesquita MF. Fatigue strength: effect of welding type and joint design executed in Ti-6Al-4V structures. *Gerodontology*. 2012;29(2):e1005-e1010.
25. Perveen A, Molardi C, Fornaini C. Applications of Laser Welding in Dentistry: A State-of-the-Art Review. *Journal Micromachines*. 2018; 9: 2-23.
26. Ristic L, Vulcevic D, Radovic L. Corrosive and cytotoxic properties of compact specimens and microparticles of Ni Cr dental alloys. *Journal of Prostodontics*. 2014; 23: 221-6.
27. Rocha R, Pinheiro A, Villaverde A. Flexural Strength of Pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr Alloys Submitted to Nd:YAG Laser or TIG Welding. *Braz Dent J*. 2006;17(1): 20-23.
28. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics 4 th ed*. St. Louis: Mosby Elsevier; 2006: 843-66.
29. Sobieralski J, Schellbs E. Torch versus oven preceramic soldering of a nickel-chromium alloy. *Quintessence Int* 1990-21:753-7.
30. Tannamala P, Azhagarasan N. Evaluation of marginal gap of Ni-Cr copings made with conventional and accelerated casting techniques. *Indian Journal of Dental research*. 2013; 24 (1): 147-8.
31. Wataha J, Malcolm C. Effect of alloys surface on release of elements from dental casting alloys. *Journal of Oral Rehabilitation*.1996; 23: 583-9.

32. Wataha J. Alloys for Prosthodontics restorations. *J Prosthet Dent* 2002; 87 (4): 351-63.
33. Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2):vii-512



## V. ANEXOS

### Anexo. Artículo empleado para el análisis crítico de literatura estomatológica

#### ORIGINAL RESEARCH

## Evaluation of Marginal Fit and Flexural Strength of Screw-retained Casted One-piece Metal Framework Postsectioning and Welding: An *In Vitro* Study

Tajender Duhan<sup>1</sup>, Puja Malhotra<sup>2</sup>, Bhupender Yadav<sup>3</sup>, Akshay Bhargava<sup>4</sup>, Ritu Sangwan<sup>5</sup>

Received on: 14 June 2022; Accepted on: 01 February 2023; Published on: 25 March 2023

#### ABSTRACT

**Aim:** This *in vitro* study was done to evaluate and compare the effect of sectioning and laser welding on the marginal fit and flexural strength of non-hex full-arch screw-retained casted framework.

**Materials and methods:** Five implants were placed parallel to each other in a styrofoam master model. A total number of 20 conventionally casted screw-retained implant-supported frameworks were fabricated, the samples were divided into group I (one-piece nonsectioned and welded) and group II (sectioned and welded). To evaluate the marginal fit, a screw resistance test and one screw test were used. Data were submitted to an unpaired t-test. After evaluating the frameworks for fit, the flexural strength of both types of frameworks was calculated using universal testing machine (UTM).

**Results:** The data was analyzed using an unpaired t-test. On evaluating the frameworks using one screw test, the mean vertical misfit value at the terminal implant for the group I was  $293.23 \pm 7.82 \mu\text{m}$ , and for group II was  $78.43 \pm 1.49 \mu\text{m}$ , whereas the average misfit values at four implants on applying screw resistance test were  $226.70 \pm 9.29$  (group I) and  $71.26 \pm 1.3$  (group II), respectively. The average misfit values on two implants using the screw resistance test were  $173.14 \pm 10.80$  and  $37.26 \pm 2.18$  for groups I and II, respectively. The mean value of flexural strength of frameworks after laser welding was 1529.6 MPa, which was statistically nonsignificant when compared to nonsectioned frameworks.

**Conclusion:** Within the limitations of the study, it was concluded that the passivity and vertical fit of the casted one-piece implant framework improved significantly upon sectioning and laser welding. The flexural strength of the laser welded joint was comparable to nonsectioned frameworks.

**Clinical significance:** The laser welding techniques used in this study demonstrated to be able to improve the clinical conditions of a conventionally casted screw-retained prosthesis by lowering the misfit and producing adequate flexural resistance.

**Keywords:** Casting, Flexural strength, Laser welding, Marginal fit.

*World Journal of Dentistry* (2023); 10.5005/jp-journals-10015-2175

#### INTRODUCTION

The use of dental implants in completely or partially edentulous patients has become a predictable treatment with good long-term results. However, such prosthesis requires that certain protocols be followed during implant surgery and restorative treatment.<sup>1,2</sup> One of the most important factors in the success of implant-supported restorations is the osseointegration achieved between the implant and the surrounding bone, which is in turn is dependent upon the fit between the superstructure and the platform of implant abutment.<sup>3</sup>

A poor fit induces tensile, compressive, and bending forces when the prosthesis is connected, which may result in mechanical complications, such as loosening or breakage of prosthetic screws, distortion, or breakage of the restoration, and eventually may result in implant fracture.<sup>4</sup> Besides, the micro gap created between the superstructure and the implant or abutment allows the accumulation of microorganisms, which may introduce biologic problems in the surrounding tissues. Therefore, an accurate fit of the prosthetic component to implants has been considered a prerequisite for successful long-term osseointegration.<sup>3</sup>

Branemark<sup>5</sup> was the first to define passive fit, and he proposed that it should exist at the  $10 \mu\text{m}$  level to enable bone maturation and remodeling in response to occlusal loads. In 1991, Gunne<sup>6</sup> explained the passive fit as a level that did not cause any long-term clinical

<sup>1,3</sup>Department of Prosthodontics, SGT Dental College, Hospital and Research Institute (Faculty of Dental Sciences), Shree Guru Gobind Singh Tricentenary (SGT) University, Gurugram, Haryana, India

<sup>2,4</sup>Department of Prosthodontics, Santosh Dental College, Santosh Deemed to be University, Ghaziabad, Uttar Pradesh, India

<sup>5</sup>Department of Prosthodontics, Jan Nayak Chaudhry Devi Lal Dental College, Pt. B.D. Sharma University of Health Sciences, Sirsa, Haryana, India

**Corresponding Author:** Bhupender Yadav, Department of Prosthodontics, SGT Dental College, Hospital and Research Institute (Faculty of Dental Sciences), Shree Guru Gobind Singh Tricentenary (SGT) University, Gurugram, Haryana, India, Phone: +91 8743019484, e-mail: drbhupenderyadav@gmail.com

**How to cite this article:** Duhan T, Malhotra P, Yadav B, et al. Evaluation of Marginal Fit and Flexural Strength of Screw-retained Casted One-piece Metal Framework Postsectioning and Welding: An *In Vitro* Study. *World J Dent* 2023;14(1):9–15.

**Source of support:** Nil

**Conflict of interest:** None

complications and suggested  $150 \mu\text{m}$  as the acceptable limit of a misfit. Patterson also defined the concept of passive fit; he stated that there should be no gap/unfavorable strain between the adapting surface of a superstructure and its abutments.

Due to the geometrical shape of the upper and lower arches, it is not always possible to place implants parallel to each other. Further, to achieve cross arch stabilization, retention, comfort, esthetics, and favorable distribution of stresses, a screw-retained prosthesis is most often the first priority/prosthetic option in the edentulous maxilla and mandible.<sup>6</sup> Passive fit is a relative term which is a desired property of the overlying metallic frameworks. Currently, the concept of sectioning and welding cast and milled metal frameworks is believed to achieve the desired passive fit for titanium (Ti) and cobalt-chromium (Co-Cr) frameworks on two,<sup>7,8</sup> three,<sup>9</sup> and five implants.<sup>10</sup>

Various materials have been used to make implant superstructures in prosthodontics. Co-Cr alloy is one of the most popular materials used to make the metal frameworks of dental prostheses. At the same time, the joining of the metal framework is frequently deemed necessary in order to make multicomponent prosthodontic structures or to repair broken prostheses. Hence, soldering and brazing are conventional methods used for joining Co-Cr alloy parts in clinical situations. However, soldering is associated with certain disadvantages, such as uneven thermal expansion, corrosive potential, and reduction in soldered joint strength.<sup>11,12</sup>

Lasers are also being popularly used to weld dental alloys. Laser welding is mainly useful on base metal alloys, such as Co-Cr, since they have lower thermal conductivity and higher rates of laser beam absorption.<sup>13</sup> The broken resin-metal prostheses repair is very easy with laser welding because no further materials, such as investments or gas torches, are needed, in contrast to conventional dental soldering. Laser welding can weld parent metals without solder or with solder consisting of the same parent metal. Therefore, the corrosion resistance may be better in the case of laser welded joints as compared to conventional soldering and the improved physical properties, and joint toughness would reduce the chances of joint failure from fatigue, as generally noticed in clinical situations when the conventionally welded joints are used.<sup>13</sup> Moreover, laser welding is less time-consuming and more accurate compared to soldering, minimizing the inaccuracies introduced by transferring the framework from the master cast and by the heat distortion of the investment material.<sup>7,13</sup>

Some methods that have been used to achieve a passive fit in the past are use of cement-retained restorations. It was assumed that the intervening cement would fill the gap and would therefore compensate for the possible misfit. However, recent research shows that there is no scientific evidence that cement-retained restoration has a better fit than a screw-retained prosthesis. Additionally, cementation involves a problem with retrievability, dissolution of cement, increased micro gap, and removal of cement residues.<sup>11,14</sup>

Because there are no clinical techniques to effectively measure passive fit and procedures in framework fabrication are unable to provide a fixed implant-supported restoration with an absolute passive fit, research in this area continues. Therefore, sectioning and laser welding were employed in the present study to achieve a passive fit in conventionally casted full arch screw-retained implant prosthesis when compared with frameworks manufactured in one-piece. Also, the current scientific literature does not focus much on the strength achieved in frameworks joined by laser welding.

Hence, the present study evaluated the fit and the flexural strength as achieved by using the welding technique for Co-Cr metal framework for implant-supported prosthesis. The study evaluated on comparative basis the misfit and the improvement in the fit of casted multiunit screw-retained metal framework

supported by five implants using a stereomicroscope, one screw test, and screw resistance test.

## MATERIALS AND METHODS

This *in vitro* study was done to determine and compare the fit and flexural strength of a screw-retained metal framework supported by five implants. A total 20 number of samples were divided into two groups:

- Group I (n = 10): Screw-retained metal framework casted as one-piece framework.
- Group II (n = 10): Casted screw-retained metal framework sectioned and laser welded.

The number of samples was determined according to the previously published studies by Jemt,<sup>15</sup> Koke et al.,<sup>9</sup> and Hjalmarsson et al.<sup>16</sup>

A styrofoam edentulous mandibular model was used as a master model. A complete mandibular denture was fabricated using the conventional technique for guiding the position of implants on the master model.

### Placement of Implants in Styrofoam Edentulous

#### Master Model

Five implants (CSM implants, Buk-su, Daegu, Korea) were placed in the master model using acrylic dentures as a guide. All five implants were positioned parallel to each other and perpendicular to the horizontal crestal plane by using a surveyor. Implants were positioned supracrestal and marked as one, two, three, four, and five, from right to left. Two posterior implants, that is, one and five, were placed in the mandibular first molar region. Two implants, that is, two and four were placed in first premolar region on both sides, and one implant, that is, three was placed in midline. Osteotomy was drilled in one, two, three, four, and five regions in styrofoam up to 2.8 mm drill using a CSM implant kit in conventional manner. About 3.2 × 10mm implants (CSM Dental Implants, Korea) were placed in the drilled site on the master model (Fig. 1). A tiny dot was engraved on the facial edge of all five implants using a laser (20 W, fiber laser), which will act as a common reference point to help measure the marginal discrepancy under a stereomicroscope.

A special tray with a double spacer and three stoppers was fabricated over the master model; holes were made in the special tray for open tray impression coping corresponding to implant positions.



Fig. 1: Master model with five implants



Five direct transfer coping were used to make the impression. The open tray impression copings were splinted with ligature wire and red autopolymerized pattern resin. Splinting was done to stabilize the open tray transfer copings and prevent displacement while making the impression. Impression was made using polyether impression material (Impregum F, 3M ESPE) with medium body consistency. The special tray which was used to take the impression was coated with tray adhesive (Polyether Adhesive, 3M ESPE), and the material was manipulated in a pentamix automixer. Then, some material was loaded into the syringe and transferred to the abutment implant areas, and the rest was put on the custom tray to make the final impression. Following the setting of the impression, the screws of the transfer copings were loosened, and the model was separated from the impression. Implant analogs were attached to the open tray transfer copings, and type IV die stone was mixed and poured into the impression to obtain a working cast

**Fabrication of Screw-retained Metal Framework**

A total of 20 samples were fabricated using plastic burnout abutments (CSM implants, Korea). For this, abutments were attached to the implant on the master model and tightened with the driver. Wax patterns were fabricated using inlay wax (Bego, United States of America). Before fabricating wax patterns, abutments were secured to each other with pattern resin (GC America). To compensate for polymerization shrinkage, the framework was sectioned and reconnected with the same acrylic resin until a passive fit was obtained. An electrically controlled wax bath was used to melt the wax. The molten wax was applied on the abutments and pattern resin and then allowed to cool to room temperature (Fig. 2). The margins were redefined. To standardize the dimension of all the frameworks, a putty index was obtained of the first wax framework by which all the frameworks were made using it as a standard. The wax patterns, along with the abutment were carefully removed from the master cast so as to minimize distortion and sprued. Prior to investing, a surface tension reducing agent (Silikon- und Wachsentspanner, DFS) was carefully applied to the patterns, and then investments were done using a phosphate bonded investment (Vesto-Fix, DFS, Germany). The frameworks were then cast in Co-Cr alloy (Wironet LA, Bego, Germany) (Fig. 3). The castings were retrieved and examined for any gross defects, particularly at the junction of implants and framework using magnifying lens prior to being placed on the master model. The

finished frameworks were then tried on the master model. The frameworks were divided randomly into two groups of 10 samples each, that is, groups I and II.

**Evaluation of Vertical Marginal Fit of Nonsectioned Casted Frameworks (Group I)**

After try-in, the fit of the frameworks was evaluated with the help of a stereomicroscope by employing one screw test and screw resistance test. The distance between the reference mark on the implant and the edge of the framework was measured in micrometers and analyzed for marginal discrepancy using pictures obtained from a microscope image expansion system (MIPS) mounted on a stereomicroscope (Magnus MSZ/TR, Olympus, India) set at 100x magnification. The model, along with the framework, was placed on the stage of the microscope horizontally and stabilized using the stage clips so as to maintain a constant seating pressure between the framework and the model during the microscopic measurement. The stereomicroscope was focused at 100x magnification, and the image obtained from the MIPS mounted on the stereomicroscope was captured in the computer attached to it. The image analysis software (Magnus Pro, Magnus Analytics, New Delhi, India) was then calibrated to a microns scale and the image obtained was analyzed for the marginal discrepancy



Fig. 2: Cast with wax framework

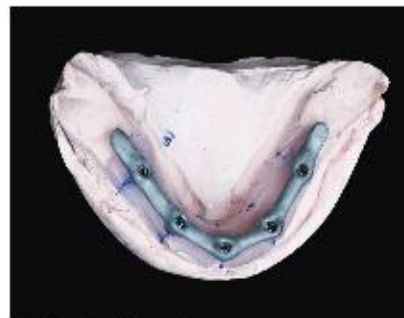


Fig. 3: Casted metal framework



Fig. 4: Framework under a stereomicroscope



by calibrating the distance from the reference point on the implant to the edge of the framework (Fig. 4). Three readings were made for each site and a mean was calculated to give the final reading for that particular site.

#### Screw Resistance Test

The assessment of the passive fit between the abutment and implant was performed using a screw resistance test. The screw that corresponds to implant number three was tightened with a torque of 15 Ncm, with the help of a manual torque meter. By means of this procedure, the degree of adaptation of the abutments at implant number one, two, four, and five were measured using a stereomicroscope. Again, the screws that correspond to implant number two, three, and four were tightened and the degree of adaptation of the abutments at implants number one and five were checked using a stereomicroscope.

#### One Screw Test

One screw test<sup>17</sup> was implemented for the quantitative assessment of the discrepancy measurement. In one screw test, screw that corresponds to implant number five and three were tightened by hand on the master model. Only the screw of implant number five was tightened to a torque of 15 Ncm using a calibrated manual torque wrench and the screw at implant number three was removed. Vertical misfit was measured at implant number one between the implant and the abutment superstructure using a stereomicroscope.

#### Sectioning of Frameworks Followed by Laser Welding (Group II)

For the laser welding procedure, the metal frameworks were positioned on the master cast and sectioned corresponding to the area with maximum marginal discrepancy using an ultrafine 0.25 mm carborundum disk and cleaned in an ultrasonic bath with distilled water and then steam jet for 1 minute. After being separated, each sectioned sample assembly was placed in the working chamber of the laser unit (Forza 160). The neodymiumyttrium aluminium garnet (Nd:YAG), a solid state laser, was set at an output power level of 1.5 kW, pulse duration of 1.3 ms, 0.7 mm spot size at 1.1 Hz spot frequency, and weld overlap of 75%. The focal point of the laser beam was approximately 1.5 mm from the surface of the sample. After the samples were assembled, they were subjected to laser welding.

#### Evaluation of Fit of Sectioned and Laser-welded Samples (Group II)

The laser welded framework was evaluated for fit with the help of a stereomicroscope using a screw resistance test and one screw test, as explained in detail previously.



Fig. 5: Framework loaded under UTM

#### Testing of Frameworks for Flexural Strength

After evaluating the frameworks for fit, the flexural strength of frameworks of both groups I and II was calculated using UTM (Asian Universal testing Machine, LRX 2K5, Hants, United Kingdom). The frameworks were placed on the jig in UTM and loaded under a standard compression load at a crosshead speed of 0.5 mm/minute and the load was recorded using the UTM (Asian Universal testing Machine, LRX 2K5, Hants, United Kingdom). A screwdriver was used to transmit the compressive force until fracture occurred (Fig. 5). The load was applied to the center of the framework. The load at fracture was recorded. The methodology followed is depicted in the (Flowchart 1).

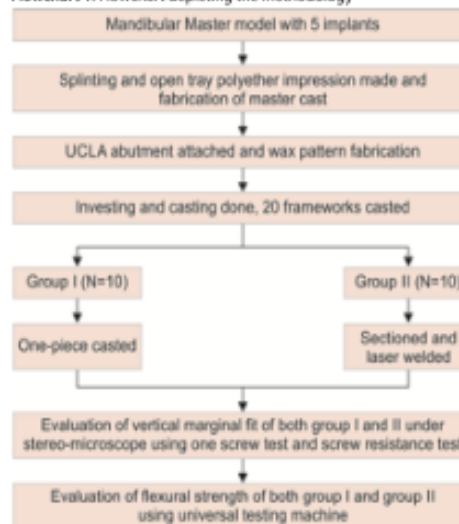
#### Statistical Analysis

A master chart was prepared for all the data and the data was statistically analyzed using an unpaired t-test. Unpaired t-test was used to determine significant differences among the two groups. The software used for the statistical analysis was Statistical Package for the Social Sciences version 21.0 and Epi Info version 3.0.

#### RESULTS

On comparing marginal fit on four implants using the screw resistance test the mean marginal discrepancy was  $226.70 \pm 9.70 \mu\text{m}$  for single piece casted framework (group I), whereas for sectioned and welded framework (group II) the discrepancy was  $71.26 \pm 13.09 \mu\text{m}$ . On comparing both the groups, the difference was statistically significant (Table 1). In the second part of the screw resistance test, the marginal discrepancy was analyzed on two implants, for group I, it was  $173.14 \pm 10.80 \mu\text{m}$  and for group II, it was  $37.26 \pm 2.18 \mu\text{m}$ . Statistically, the difference was significant on comparing both groups (Table 2). When the frameworks of groups I and II were compared using one screw test, the mean marginal discrepancy in group I was  $239.23 \pm 7.82 \mu\text{m}$ , whereas for group II was  $78.43 \pm 1.49 \mu\text{m}$ , and the difference was statistically significant (Table 3). The mean flexural strength of groups I and II frameworks

Flowchart 1: Flowchart depicting the methodology



### Evaluation of Marginal Fit and Flexural Strength

**Table 1** Comparison of marginal fit at four implants (one, two, four, and five) using screw resistance test part 1 ( $\mu\text{m}$ ) (i.e., screw secured on implant number three)

Groups	Mean	Standard deviation	Mean difference	t-test value	p-value
I	226.70	9.29	155.44	44.760	<0.001*
II	71.26	13.09			

\*, significant difference; unpaired t-test

**Table 2** Comparison of marginal fit on two implants (one and five) screw resistance test part 2 (i.e., screw secured on implant number two, three, and four)

Groups	Mean	Standard deviation	Mean difference	t-test value	p-value
I	173.14	10.80	135.88	36.076	<0.001*
II	37.26	2.18			

\*, significant difference; unpaired t-test

**Table 3** Comparison of the mean value of vertical misfit between framework (group I) and after (group II) using one screw test (screw secured on implant number five)

Groups	Mean	Standard deviation	Mean difference	t-test value	p-value
I	239.23	7.82	160.80	61.856	<0.001*
II	78.43	1.49			

\*, significant difference; unpaired t-test

**Table 4** Comparison of the mean value of flexural strength between nonsectioned framework and sectioned and laser welded framework

Groups	Mean	Standard deviation	Mean difference	t-test value	p-value
Nonsectioned framework (group I)	1513.00	194.26	-16.60	-0.985	0.2594
Sectioned and laser welded frameworks (group II)	1479.60	176.71			

†, nonsignificant difference; unpaired t-test

were 1513.00 and 1479.60 MPa, respectively and the difference between the two groups was nonsignificant (Table 4).

## DISCUSSION

In oral rehabilitation with screw-retained multiunit implant prosthesis, it is most important to establish a passive fit among the superstructures and implants to prevent the transformation of stress from the superstructure to the implant and surrounding bone.<sup>17</sup> Passive fit is achieved with the precise adaptation between the superstructures and the implants without any marginal gap formation. Although the influence of passive fit on bone response has not yet been demonstrated in experimental *in vivo* studies. There seems to be consensus on the importance of passive fit between dental implant components and the superstructure framework. The rationale for this is that osseointegrated implants have no resilience in the bone and, therefore, cannot adapt to a misfitting framework without generating tension in the bone as well as in the metal framework. The natural teeth can move in their sockets about 100  $\mu\text{m}$ , but the implant has a limited range of movement of around 10  $\mu\text{m}$ .<sup>18</sup> Therefore, the vertical misfit in implant-supported prosthesis will be more destructive as compared to the teeth-supported prosthesis.

Generally, implant-supported fixed prostheses are either screw-retained or cement-retained superstructures. A passive fit is more complex and arduous to achieve for a screw-retained implant superstructure, especially in the case of multiunit implant-supported prostheses.<sup>19</sup> There could be many contributing factors to this problem like distortion of impression, dental stone, and metal castings. On the contrary, it is easier to achieve passive fit

in cement-retained implant prostheses because of the die spacer, which can provide around 40  $\mu\text{m}$  cement space.<sup>20,21</sup>

Distortion of the framework during the molding or casting phase has been considered the main cause of misfit both in implant frameworks and in conventional restorations.<sup>21</sup> This distortion may be corrected by welding methods. Laser welding has been considered to be an effective method for obtaining a better fit of implant-supported frameworks.<sup>21,22</sup> A Nd:YAG laser is used for this purpose. The advantages of laser welding are the concentrated energy source, which minimizes distortion problems, and the possibility of greater precision, due to the intimate contact among the parts to be welded.<sup>8,10</sup> The rationale of sectioning and laser welding is to overcome the inaccuracies produced by wax pattern fabrication, investing, and casting. However, there are very few studies which conclude the abovementioned facts. Therefore, keeping in mind the above statement, in the present study, we assessed the improvement in a fit upon sectioning and welding between internal hexed screw-retained metal framework and non-hexed screw-retained framework. Kan et al.<sup>23</sup> proposed several clinical assessment methods to evaluate implant framework misfit like radiograph, screw resistance test, and one screw test. However, he concluded that none of these methods was truly reliable on its own and suggested using them in combinations to achieve objective results. Therefore, a screw resistance test and one screw test were used to assess the vertical marginal fit in the present study.

Stereomicroscope produces high contrast images with low magnification, which have a minimum amount of flare and geometrical distortion. It uses a fiber-optic light source to illuminate

the small specimens, which makes it ideal when dealing with thick or opaque samples.

Branemark<sup>3</sup> was the first person who stated that the misfit of the implant framework should be not more than 10  $\mu\text{m}$ . Whereas, Klineberg and Murray<sup>24,25</sup> stated that a 30  $\mu\text{m}$  gap at the implant abutment interface will be acceptable if it is not including >10% of the circumference. Recently, Jemt and Book<sup>4</sup> stated that a misfit of around 150  $\mu\text{m}$  will be acceptable.

In 1991, Jemt and Book<sup>4</sup> introduced the screw resistance test based on his experience that a clinically acceptable level of misfit was 150  $\mu\text{m}$ . A 5-year follow-up study demonstrated the absence of mechanical fatigue fractures in fixed prostheses provided to a group of edentulous patients and suggested that the screw resistance test is clinically adequate for fit assessment. Therefore, the screw resistance test was used to assess the passive fit in the present study. The screw that corresponds to implant number three was tightened with a torque of 15 Ncm with the help of a manual torque meter. The readings of vertical misfit were measured on implants number one, two, four, and five using stereomicroscope. The mean vertical misfit value for group I was  $226.70 \pm 9.29 \mu\text{m}$ , whereas  $71.26 \pm 13.09 \mu\text{m}$  for group II. The mean values of vertical misfit using the screw resistance test was significantly more among nonsectioned one-piece frameworks in comparison to sectioned and welded frameworks (Table 1).

Further, in the screw resistance test, the screws that correspond to implants number two and four were tightened and the vertical misfit of the frameworks at implants number one and five were checked visually and using a stereomicroscope. The mean vertical misfit value for group I frameworks was  $173.14 \pm 10.80 \mu\text{m}$ , whereas  $37.26 \pm 2.18 \mu\text{m}$  for group II frameworks. The mean values of vertical misfit nonsectioned single piece framework and sectioned and welded frameworks were compared, and this study concluded that sectioned and laser welded frameworks showed better passivity (Table 2). The result is in accordance with a systematic review and meta-analysis done by Gomes et al.,<sup>26</sup> who concluded that laser welding is the most effective technique to produce the best marginal fit in implant-supported frameworks.

Kan et al.<sup>23</sup> proposed the one screw test, which is especially effective for long span frameworks. As vertical discrepancies tend to be magnified at the opposite terminal abutment in long span frameworks. In this study, one screw test was also used to assess the passive fit. In one screw test, the screw that corresponds to implant number five was tightened, and the degree of adaptation of the frameworks at implant number one was checked using a stereomicroscope to record the vertical misfit values at implant number one. The mean vertical misfit value for nonsectioned one-piece frameworks was  $239.23 \pm 7.82 \mu\text{m}$ , whereas  $78.43 \pm 1.49 \mu\text{m}$  for sectioned and laser welded frameworks. The mean values of vertical misfit nonsectioned one-piece framework and sectioned and welded frameworks were compared, and this study concluded that sectioned and welded frameworks showed better passivity as compared to nonsectioned frameworks (Table 4).

Matsumoto et al.<sup>27</sup> compared gas torch, laser, and tungsten inert gas welded frameworks with one-piece casted frameworks and concluded that all three welding techniques produced similar misfit results and were significantly better when compared with one-piece casted frameworks. This is in accordance with the results obtained in the present study. Whereas, Tonin et al.<sup>28</sup> compared

marginal misfit and stress distribution in single piece casted implant frameworks with laser welded and computer-aided design computer-aided manufacturing (CAD CAM) manufactured framework and concluded that CAD CAM frameworks had the best marginal fit, followed by laser welding and single piece casted frameworks.

After evaluating the frameworks for fit, the flexural strength of laser welded frameworks was measured using UTM. Gustavsen et al. demonstrated the mean values of flexural strength of nonsectioned nonwelded Co-Cr framework  $1945 \pm 308 \text{ MPa}$ . In the present study, the mean value of flexural strength of frameworks after laser welding was  $1479.60 \pm 176.7 \text{ MPa}$ , whereas the nonsectioned framework exhibited flexural strength of  $1513 \pm 194.26 \text{ MPa}$ . The mean value of flexural strength of the sectioned and laser welded frameworks was comparable to single piece frameworks. The results are in contradiction to a study done by Matsumoto et al., who concluded that flexural strength of laser welded frameworks was lower than one-piece and gas torch welded frameworks.

Although the CAD CAM technique for fabrication of screw-retained framework provides the most consistent results,<sup>29,30</sup> since it omits several fabrication steps, such as wax up, investing, casting, finishing, and polishing which can introduce inaccuracies, which become more exacerbated with a larger framework. However, the framework fabricated from CAD CAM technique also could not achieve absolute passive fit, as shown by Al-Meraikhi et al.<sup>31</sup> and Yilmaz et al.<sup>32</sup> The mean marginal discrepancy in their study for Ti framework was  $74 \pm 15 \mu\text{m}$  and  $84.4 \pm 12.1 \mu\text{m}$  for zirconia, which was in accordance with the result achieved in the present study with sectioning and laser welding of the casted screw-retained framework ( $71.26 \pm 13.09 \mu\text{m}$ ). The shortcoming with CAD CAM is system generalization; this is even clearer with the exponential increase in implant companies and not all components are compatible with CAD CAM. This problem will likely be resolved with time but until then, there are some restrictions and sectioning, and laser welding can be a viable alternative where CAD CAM is not possible due to any reason.

One limitation of this study was that the measurements of the misfit were performed in a single plane, not three-dimensionally. Future studies should incorporate three-dimensional marginal misfit evaluation.

So, within the limitations of the study, it was concluded that upon sectioning and laser welding of the casted multiunit screw-retained framework, passivity improved significantly and came within the clinically acceptable range. The flexural strength of the laser welded joint was also adequate and comparable to the nonsectioned framework. So it can be safely concluded that sectioning and laser welding can be used as a technique to improve the fit and passivity of the hexed screw-retained framework.

## CONCLUSION

Within the limitations of the study, it was concluded that the vertical marginal fit was better in frameworks, which were sectioned and laser welded as compared to casted single piece screw-retained frameworks. The flexural strength of the laser welded frameworks was also adequate and comparable to the nonsectioned framework. It can be concluded that sectioning and laser welding can be used as a technique to improve the fit and passivity of the multiunit screw-retained framework.





## REFERENCES

- Yannikakis S, Prombonas A. Improving the fit of implant prosthetics: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28(1):126–134. DOI: 10.11607/jomi.2346
- Abt E. Growing body of evidence on survival rates of implant supported fixed prostheses. *Evid Based Dent* 2008;9(2):51–52. DOI: 10.1038/sj.ebd.6400584
- Gunne J, Jemt T, Linden B, et al. Implant treatment in partially edentulous patients: a report on prostheses after 3 years. *Int J Prosthodont* 1994;7(2):143–148.
- Jemt T, Book K. Prosthetic misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(5):620–625.
- Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50(3):399–410. DOI: 10.1016/s0022-3913(83)80101-2
- Curtis DA, Sharma A, Finzen F, et al. Occlusal considerations for implant restorations in the partially edentulous patient. *J Calif Dent Assoc* 2000;28(10):771–779.
- Tirossi R, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, et al. Comparative analysis of the fit of 3-unit implant-supported frameworks cast in nickel-chromium and cobalt-chromium alloys and commercially pure titanium after casting, laser welding, and simulated porcelain firings. *Int J Prosthodont* 2008;21(2):121–123.
- Koke U, Wolf A, Lenz P, et al. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *J Oral Rehabil* 2004;31(5):477–482. DOI: 10.1111/j.1365-2842.2004.01271.x
- Castillo D, Pedreira AP, Rossetti PH, et al. 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. DOI: 10.1590/s1678-77572006000200003
- Riedy SJ, Lang BR, Lang BE, et al. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent* 1997;78(6):596–604. DOI: 10.1016/s0022-3913(97)70011-8
- Shigeto N, Yanagihara T, Murakami S, et al. Corrosion properties of soldered joints. Part II: corrosion pattern of dental solder and dental nickel-chromium alloy. *J Prosthet Dent* 1991;66(5):607–610. DOI: 10.1016/0022-3913(91)90438-3
- Wiskott HW, Macheret F, Bussy F, et al. Mechanical and elemental characterization of solder joints and welds using a gold-palladium alloy. *J Prosthet Dent* 1997;77(6):607–616. DOI: 10.1016/s0022-3913(97)70103-3
- Jivraj S. Screw versus cemented implant restorations: the decision-making process. *J Dent Implant* 2018;8(1):9–19. DOI: 10.4103/jdi.jdi\_7\_17
- Shadid R, Sadaqa N. A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review. *J Oral Implantol* 2012;38(3):298–307. DOI: 10.1563/AAID-JOI-D-10-00146
- 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(8):557–564. DOI: 10.1111/j.1365-2842.1995.tb01049.x
- Hjalmarsson L, Ortorp A, Smedberg J, et al. Precision of fit to implants: a comparison of Cresco and Procera implant bridge frameworks. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12(4):271–280. DOI: 10.1111/j.1708-8208.2009.00171.x
- Byrne G, Laub LW, Hu JY, et al. The fit of fixed partial dentures joined by infrared soldering. *J Prosthet Dent* 1992;68(4):591–596. DOI: 10.1016/0022-3913(92)90371-g
- 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(1):16–23. DOI: 10.1007/s13191-013-0343-x
- Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD, et al. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(5):719–728.
- Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T, et al. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(1):66–75.
- Heıldén LB, Dérand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(2):190–196.
- de Sousa SA, de Amada Nobilo MA, Henriques GE, et al. Passive fit of frameworks in titanium and palladium-silver alloy submitted the laser welding. *J Oral Rehabil* 2008;35(2):123–127. DOI: 10.1111/j.1365-2842.2003.01218.x
- Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsalil K, et al. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent* 1999;81(1):7–13. DOI: 10.1016/s0022-3913(99)70229-5
- Kilneberg U, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J Suppl* 1985;28:63–69.
- RTirossi, Falcão-Filho HB, de Aguiar Jr FR, et al. Prosthetic misfit of implant-supported prosthesis obtained by an alternative section method. *J Adv Prosthodont* 2012;4(2):89–92. DOI: 10.4047/jap.2012.4.2.89
- Gomes JML, Moraes SLD, Lemos CAA, et al. Systematic review and meta-analysis of welding procedures in one-piece cast implant-supported frameworks. *Braz Oral Res* 2019;33:e110. DOI: 10.1590/1807-3107bor-2019vol33.0110
- Matsumoto W, Beraldo PP, de Almeida RP, et al. Evaluation of marginal misfit of metal frameworks welded by gas-torch, laser, and tungsten inert gas methods. *Int J Dent* 2018;2018. DOI: 10.1155/2018/9828929
- Tonin BSH, Peixoto RF, Fu J, et al. Evaluation of misfit and stress distribution in implant retained prosthesis obtained by different methods. *Braz Dent J* 2021;32(5):67–76. DOI: 10.1590/0103-6440202104453
- Papadiochou S, Pissiotis AL. Marginal adaptation and CAD-CAM technology: a systematic review of restorative material and fabrication techniques. *J Prosthet Dent* 2018;119(4):545–551. DOI: 10.1016/j.prosdent.2017.07.001
- Kim EH, Lee DH, Kwon SM, et al. A microcomputed tomography evaluation of the marginal fit of cobalt-chromium alloy copings fabricated by new manufacturing techniques and alloy systems. *J Prosthet Dent* 2017;117(3):393–399. DOI: 10.1016/j.prosdent.2016.08.002
- Al-Meraikhi H, Yilmaz B, McGlumphy E, et al. In vitro fit of CAD-CAM complete arch screw-retained titanium and zirconia implant prostheses fabricated on 4 implants. *J Prosthet Dent* 2018;119(3):409–416. DOI: 10.1016/j.prosdent.2017.04.023
- Yilmaz B, Kale E. Marginal discrepancy of CAD-CAM complete-arch fixed implant-supported frameworks. *J Prosthet Dent* 2018;120(1):65–70. DOI: 10.1016/j.prosdent.2017.11.021