Adaptación marginal de una estructura para prótesis híbrida modificada cementada a interfase de Titanio

Daniel Felipe Córdoba Mondragón

Mónica Andrea Cucuyame Moscoso

Sorany Díaz Pechene

Diana Marcela López Ortiz

Oskar Eduardo Ortiz Cedeño

Valeria Restrepo Bonilla

COLEGIO ODONTOLÓGICO

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

UNICOC

ESPECIALIZACIÓN EN REHABILITACIÓN ORAL

2019

Adaptación marginal de una estructura para prótesis híbrida modificada cementada a interfase de Titanio

Daniel Felipe Córdoba Mondragón
Mónica Andrea Cucuyame Moscoso
Sorany Díaz Pechene
Diana Marcela López Ortiz
Oskar Eduardo Ortiz Cedeño
Valeria Restrepo Bonilla

Director de trabajo de grado
Dr. Rafael Murgueitio Piedrahita
Odontólogo, especialista en Rehabilitación Oral
Profesor postgrados Unicoc

Asesores Metodológicos
Dra. Adriana Jaramillo Echeverry
Dr. Carlos Humberto Martínez Cajas

Asesor estadístico
Dr. Julián Andrés Tamayo Cardona

COLEGIO ODONTOLÓGICO

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

UNICOC

ESPECIALIZACIÓN EN REHABILITACIÓN ORAL

Nota de aceptación

Firma del presidente del jurado

Firma del jurado

Firma del jurado

Santiago de Cali, 10 de mayo de 2019

DEDICATORIA

Queremos dedicar este proyecto primeramente a Dios por su apoyo y fortaleza en cada momento a las personas que más nos apoyaron en el transcurso de la realización como nuestras familias, a quienes con paciencia nos orientaron, nos dieron su apoyo, y fueron voz de aliento, docentes y demás personas que contribuyeron a su realización.

AGRADECIMIENTOS

Extendemos nuestros agradecimientos a Dios, al centro de investigación de UNICOC, Cali. Especialmente a la Dra. Adriana Jaramillo, por su paciencia y continua asesoría. A nuestro director de trabajo de grado, Dr. Rafael Murgueitio, quien nos orientó, asesoró, y dedicó tiempo para la realización del proyecto de grado de manera exitosa, a la fundación universitaria UNICIEO, quienes nos colaboraron con las mediciones del proyecto y prestaron sus instalaciones y personal para ello.

TABLA DE CONTENIDO

1. Tabla de contenido

RESUMEN 8

2. INTRODUCCION 10

3. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN 13

4. MARCO TEORICO 16

5. OBJETIVOS 22

5.1 OBJETIVO GENERAL 22

5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS 22

6. METODOLOGÍA 23

6.1 DISEÑO DEL ESTUDIO 23

6.2 POBLACIÓN OBJETIVO 23

6.2.1 Criterios de selección 23

6.3 TAMAÑO DE MUESTRA Y DISEÑO DE MUESTREO 23

6.3.1 Calculo del tamaño de muestra. 23

6.3.2 Diseño de muestreo 24

6.4 DEFINICIÓN DE VARIABLES 24

6.4.1 Variables 24

6.4.2 Cuadro operacional de las variables 24

6.5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO 31

6.6 CONSIDERACIONES ÉTICAS 31

7. RESULTADOS 33

8. DISCUSION 37

9. RECOMENDACIONES 41

10. CONCLUSIONES 42
11. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS 43
ANEXOS ..... **¡Error! Marcador no definido.**

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Mediciones (µm) según la posición del espécimen. .....…….....29

Tabla 2. Mediciones (µm) en presencia de tornillo único, anterior derecho (AD) comparado con posterior derecho (PD). ……....30

Tabla 3. Mediciones (µm) en presencia de tornillo único, anterior derecho (AD) comparado con anterior izquierdo (AI)……..……30

Tabla 4. Mediciones (µm) en presencia de tornillo único, anterior derecho (AD) comparado con posterior izquierdo (PI……..……31

LISTA DE GRAFICOS

Gráfico 1. Adaptación según el sitio de evaluación……..32

Gráfico 2. Adaptación según el tipo de espécimen……..33

RESUMEN

Las prótesis fijas implanto soportadas, cementadas o atornilladas, se utilizan para tratamiento de pacientes edétulos y tienen cada vez más aceptación por los pacientes. Recientemente se ha propuesto una técnica cemento-atornillada que combina las mejores ventajas de cada una, pero hace falta evidencia que corrobore su aplicación y uso.

El presente estudio tuvo por objetivo evaluar in vitro la adaptación marginal vertical de la estructura metálica para prótesis híbridas modificadas, cementadas a cilindros de titanio convertidos a interfases o tibases y atornilladas a pilares intermedios transepiteliales

Se realizó un estudio observacional, descriptivo, in vitro, en 32 pilares correspondientes a 8 estructuras (4 en cada uno) que se atornillaron y cementaron a un modelo maestro. Se evaluó la adaptación marginal vertical según la posición del pilar y con la técnica de tornillo único. Las mediciones de adaptación marginal vertical se realizaron en cada pilar y sobre imágenes tomadas en estereomicroscopio (Carl Zeiss Stemi 200 CG ®) 10x, con la ayuda del software Image J®. Las variables se describieron con medidas de tendencia central y dispersión. Las comparaciones se realizaron con la prueba U de Mannwhitney ($p<0,05$).

Se encontró que el promedio de adaptación marginal vertical general fue 35,79±22,77µm. el sitio con mayor distancia de adaptación marginal vertical fue el posterior derecho (48,78±28,14 µm) y el de menor fue el anterior izquierdo (23,72±6,89µm). Según los puntos de medición, el promedio de adaptación marginal vertical fue mayor en distal anterior (55,28±39,73µm) y el menor fue en vestibular posterior (30,06±20,25µm). La adaptación marginal vertical es significativamente mayor en los posteriores que en los anteriores($p=0,006$). No hubo diferencias significativas entre el lado izquierdo y el derecho. ($p=0,15$).

Los resultados permiten concluir que la adaptación marginal vertical de la estructura metálica para prótesis híbridas modificadas, cementadas a cilindros de titanio convertidos a

interfases y atornilladas a pilares intermedios es mejor en la zona anterior y en el punto de medición medial. La adaptación marginal vertical es ideal y dentro de los parámetros de calidad pero se requieren más estudios preclínicos y clínicos para respaldar el uso de las prótesis hibridas cemento-atornilladas.

2. INTRODUCCIÓN

El edentulismo es definido como la pérdida total o parcial de los órganos dentales(1). La Organización Mundial de la Salud OMS, lo define como la pérdida de la función anatómica y fisiológica, que altera la masticación y la fonética, lo que afecta de esta forma, la realización de actividades cotidianas, por eso, esta patología es considerada hoy en día como un problema de salud pública mundial(2). No se ha establecido una etiología única sobre esta condición, ya que normalmente obedece a diversas causas, es decir, es de origen multifactorial(1).

Sin embargo, en diversos estudios se ha establecido que los principales factores etiológicos que se le atribuyen a la pérdida de dientes total o parcial son la caries y la enfermedad periodontal, las cuales alteran el sistema estomatognático y generan un desequilibrio en el mismo(3).

El principal manejo que se le ha dado a esta condición de edentulismo es la promoción y prevención, que tienen como fin crear campañas de salud oral y poder disminuir su prevalencia(4). El tratamiento de rehabilitación oral para el edentulismo es con prótesis convencionales, ya sean parciales o totales, fijas o removibles, que buscan recuperar parte de la función y la estética que proporcionan los dientes naturales (4).

Otra opción de tratamiento, aunque menos frecuente, son las prótesis fijas implanto soportadas, bien sea cementadas o atornilladas(5), que tiene ventajas y desventajas, por ejemplo, las cementadas, son más estéticas, pero no pueden ser removidas, a menos que se dañen. Por el contrario, las atornilladas se pueden remover con mayor facilidad para realizar controles o en caso que se requiera retirar la prótesis por alguna complicación (6,7).

Las dentaduras implanto soportadas, también son conocidas como prótesis híbridas, debido a que tienen dos componentes, una estructura metálica y una cubierta en acrílico con dientes y encía. Esta estructura va atornillada sobre 4 implantes en el maxilar inferior y entre 4 y 6 en el maxilar superior (8,9). Esta técnica tiene la ventaja que permite reemplazar varios dientes sobre pocos implantes, además al ser fija, le brinda mayor comodidad al paciente. De igual

forma, se ha demostrado que una prótesis implanto soportada tiene un mayor costo – beneficio que las prótesis convencionales(10).

Cuando se realizan tratamientos con implantes, existen varios parámetros a tener en cuenta, con el fin de escoger la opción protésica ideal, estos incluyen la disponibilidad ósea del paciente, las características de los rebordes edéntulos y el tipo de sonrisa. Lekholm y Zarb, han propuesto una clasificación en maxilares totalmente edéntulos, de acuerdo a la cantidad y calidad de hueso disponible (11).

Hace más de cuatro décadas, Branemark y Col fueron pioneros en realizar protocolos de uso de prótesis hibridas para manejo de pacientes desdentados totales(12,13). Otros investigadores, han realizado modificaciones en la confección y elaboración de las prótesis hibridas, actualmente están disponibles técnicas digitales para planificar este tratamiento, lo cual facilita y acelera los procesos de laboratorio y la adaptación (14,15).

Existe un nuevo tipo de prótesis híbrida conocida como cemento atornillada, que proporciona los beneficios de la cementación y la fijación por atornillado. La cementación se realiza en el laboratorio, en donde se tiene un mejor control de los excesos de cemento y posteriormente se atornilla la estructura y la prótesis a los transepiteliales presentes en boca(16).

Uno de los indicadores de éxito o fracaso en rehabilitación con prótesis, es la adaptación, que es el espacio que queda entre la estructura protésica y los elementos de soporte. Particularmente, en la prótesis híbrida se mide (*in vitro)* el espacio que queda entre la plataforma protésica del pilar intermedio y la estructura metálica, en diferentes puntos de la misma. Esta medición es necesario hacerla con ayudas tecnológicas en escala micro y nanométrica, debido a que por sí sola es imperceptible al ojo humano. Se puede realizar con ayuda de un estereomicroscopio y un software de manejo de imágenes (17).

El objetivo de este estudio es evaluar de manera in vitro la adaptación de la estructura metálica a la plataforma protésica del pilar intermedio (transepitelial), de prótesis hibrida cemento atornillada modificada por Murgueitio, a un modelo maestro.

3. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

Uno de los tratamientos más efectivos para la rehabilitación de pacientes que han sufrido la pérdida de todos sus dientes, son las dentaduras fijas metal acrílico, atornilladas a implantes oseointegrados, conocidas como prótesis hibridas al modo Branemark. El término prótesis híbrida se debe a que están constituidas por dos materiales, uno metálico, el cual forma el armazón y refuerzo de la prótesis y el otro que es el acrílico, que está constituido por los dientes y la encía rosada que simula los tejidos blandos. Este tipo de prótesis fue utilizada por primera vez en un estudio clínico en Suecia en el año 1965, dirigido por el Dr. Per Ingvar Branemark, de ahí el término (al modo Branemark)(16). Después de 11 años de seguimientos, con unas tasas de éxito del 90%, otros centros de investigación en otros países comenzaron a utilizar este mismo tratamiento, que se mantiene vigente hasta el día de hoy y goza de ser reconocido como una excelente opción terapéutica, probada por múltiples estudios clínicos y de laboratorio realizados a través de más de 40 años (18). Sin embargo, el protocolo inicial sugerido por el grupo de Gotemburgo ha tenido múltiples modificaciones, tanto en la parte quirúrgica de la instalación de los implantes, así como en el proceso de fabricación de las prótesis. El proceso de fabricación original de la prótesis híbrida propuesto por el grupo de Gotemburgo constaba de dos pasos: la elaboración de la estructura y el acrilado para los dientes y la encía rosada. Las estructuras se fabricaban por medio del método de la cera perdida, fundiendo una aleación preciosa en oro de baja fusión a unos elementos prefabricados conocidos como cilindros de oro. La utilización de aleaciones preciosas con un punto bajo de fusión, era poder trabajar con temperaturas de fundición bajas, para que en el momento de la solidificación y enfriamiento de la aleación se minimizara la contracción, de tal manera que la estructura quedara lo más precisa en cuanto a la adaptación (19,20). Sin embargo es bien sabido que todo proceso de fundición, así la aleación empleada sea de baja fusión, conlleva cambios dimensionales, que posteriormente se compensan por el corte del elemento fabricado en varios segmentos, los cuales se vuelven a unir por un proceso de soldadura por técnica de fusión a una temperatura levemente más baja que el punto de fusión de la aleación empleada (21,22). Para disminuir

los costos de la fabricación de estas estructuras se propuso la utilización de cilindros plásticos calcinables para ser fundidos en cualquier tipo de aleación para uso en odontología, dando paso a el empleo de aleaciones económicas como el cobalto cromo, conocidas como no preciosas o no nobles, sin embargo estas tienen la gran desventaja de que son de alta fusión, lo que ocasiona cambios dimensionales más grandes, lo que aumenta los problemas de desadaptación, que debe ser compensada por los ya descritos procesos de soldadura. En la década de los años 90 se comenzaron a realizar estructuras en aleaciones de titanio por medio de tecnologías de diseño y manufactura asistidas por computador (CAD/CAM) y por electroerosión, lo que permitió obtener estructuras con un excelente grado de adaptación, livianas y biocompatibles (23,24) . Este avance impulsó a los investigadores y fabricantes a buscar otros materiales y métodos diferentes para fabricar elementos protésicos para odontología restauradora, como la fabricación de estructuras en cobalto cromo por medio sinterización por láser, lo cual reduce los costos y permite conseguir una adaptación adecuada, además se ha evolucionado también en la fabricación de estructuras y prótesis libres de metal, especialmente cerámicas, como las cerámicas reforzadas con disilicato de litio y las de óxido de zirconio reforzado con itrio (25,26). A pesar que el costo de estos materiales es significativamente más bajo que una aleación preciosa, los equipos de CAD/CAM para su fabricación son muy costosos, lo que las hace poco accesibles para pacientes con bajos recursos económicos. Es importante aclarar que en la última década se han comenzado a fabricar prótesis híbridas en zirconio, las primeras con recubrimiento de porcelana, pero los primeros estudios reportaron desprendimiento de la cerámica de recubrimiento (27). Desde hace 5 años aproximadamente se han comenzado a realizar prótesis híbridas de un solo cuerpo, denominadas como monolíticas, las cuales son cementadas a interfases de titanio, para posteriormente ser atornilladas sobre los implantes o los transepiteliales del paciente, a estas se les clasifica como prótesis monolíticas cemento atornilladas, pero hay muy pocos estudios y todos a corto plazo, no mayores de 5 años, que aunque muestran muy pocas fallas técnicas, indican que a este tipo de prótesis todavía se les debe observar y utilizar con precaución, además por su alto costo (28,29). La técnica de cementar fuera de la boca del paciente y posteriormente atornillar en la boca del mismo tiene muchas ventajas, la verificación de estabilidad, adaptación, remoción y pulido de los excesos de cemento bajo el ambiente del laboratorio y la posibilidad de atornillar o

desatornillar fácilmente la prótesis de la boca, para ayudar a solucionar fallas biológicas o técnicas (30,31). Este concepto de cemento atornillado hasta donde se tiene conocimiento, solo ha sido reportado en dos estudios de prótesis híbridas metal acrílico cementadas sobre pilares prefabricados (32,33), uno de ellos donde la cementación se realizó de forma directa sobre pilares prefabricados instalados sobre los transepiteliales en la boca del paciente, lo cual dificulta la visualización de adaptación, remoción de excesos de cemento y la dificultad de fácil remoción en el evento de una falla biológica o técnica. Por los motivos expuestos se pretende verificar, en condiciones de laboratorio, la precisión en la adaptación de una estructura para prótesis híbrida modificada, que permite realizar la técnica de cemento atornillado con procesos y materiales de bajo costo.

Pregunta de Investigación: ¿Cuáles son los valores de adaptación marginal de estructuras metálicas para prótesis hibridas modificadas cementadas a interfases de titanio?

4. MARCO TEÓRICO

Las primeras prótesis fijas completas retenidas por implantes oseointegrados anclados a los huesos maxilares totalmente edéntulos fueron realizadas por el grupo de implantología de la Universidad de Gotemburgo en Suecia a partir del año 1965 bajo la dirección del Dr. Per Ingvar Branemark (34). En nuestro país los primeros casos realizados por esta misma técnica comenzaron en el año de 1987 por el Dr. Gustavo Barrios en la ciudad de Bogotá, quien 3 años más tarde describe de manera precisa todo el protocolo de implantes del Dr. Branemark (35). Este tipo de tratamiento ha sido la solución más novedosa y bien documentada para el manejo del edentulismo total hasta la fecha. Como su nombre lo indica, el edentulismo total es la ausencia de todos los dientes de uno o de ambos maxilares, situación que afecta principalmente la función masticatoria conllevando a consecuencias nutricionales (por afectarse el proceso digestivo) y a consecuencias sociales (interacción social, aislamiento, vergüenza, ansiedad), lo que afecta la calidad de vida de quienes presentan esta situación, especialmente al llegar a la vejez (36). Su monitoreo es un indicador de la salud bucal de las poblaciones y del funcionamiento de los sistemas de atención en salud bucal de un país. Según el IV Estudio Nacional de Salud Bucal (ENSAB-IV) de los años 2013-2014 en Colombia, el 34% de la población con edades comprendidas entre los 65 y 79 años sufre de edentulismo total (37). Antes de 1965 el edentulismo total solo se podía tratar con las tradicionales dentaduras completas y con prótesis cementadas sobre implantes subperiósticos, sin embargo estos últimos reportaron fallas en estudios hasta del 50%, situación que obligó a la desaparición de este tipo de tratamiento (38). Por otra parte, es bien conocido que los pacientes con dentaduras completas soportadas sobre rebordes alveolares muy atrofiados, clasificados como tipo D y E de Lekholm y Zarb (11), sufren de pérdida de estabilidad, lo que afecta la función masticatoria, la estética y la calidad de vida, por generar altos niveles de incomodad e inseguridad (34). El descubrimiento de la oseointegración entre elementos ortopédicos fabricados en aleaciones de titanio y el tejido óseo vivo en la década del 50, llevó a los investigadores a iniciar en el año 1961 un estudio *in vivo* en perros Beagle, a los que se les reemplazaron algunos de sus dientes por prótesis soportadas por implantes cilíndricos con rosca, simulando de cierta manera una raíz de un diente natural. Transcurridos 2 meses, tiempo necesario para conseguir la oseointegración

entre los implantes y el hueso, se les fabricaron prótesis en acrílico, en metal y en metal cerámica. Después de un seguimiento estricto por 4 años se sacrificaron los perros y se comprobó por estudios de laboratorio mediante microscopía y estudios histológicos la permanencia de la oseointegración entre la superficie de titanio y las células óseas (34). Esto dio el punto de partida para que, en 1965, a pacientes totalmente edéntulos se les insertaran implantes cilíndricos roscados en la parte interna de sus apófisis alveolares residuales a lo que se le denominó como implantes endoóseos, oseointegrados. Dos a tres meses después de realizada la instalación de los implantes se iniciaba la fabricación de la prótesis que irían atornilladas a unos elementos conocidos como pilares intermedios o transepiteliales los cuales iban atornillados a los implantes, atravesaban el tejido conectivo y el epitelio, para recibir la prótesis, la cual era atornillada a estos por medio de unos pequeños tornillos en una aleación de oro, a los que se les denominó como tornillos de fijación. Los transepiteliales eran también fabricados en una aleación de titanio y demostraron también tener una buena afinidad con los tejidos blandos, asegurando un sellado por medio de hemidesmosomas. La prótesis estaba conformada por dos partes, una barra en una aleación metálica de baja fusión en oro tipo IV, denominada como estructura, la cual estaba encargada de proporcionar la rigidez estructural a la prótesis, hacer la conexión con los transepiteliales y recibir el segundo componente que estaba compuesto por los dientes de acrílico y la encía artificial en acrílico rosado. Debido a que estas prótesis estaban constituidas por dos materiales, metal y acrílico, se les denomino prótesis híbrida y se le acuñó también el nombre del Doctor que las inventó, Branemark, a las que se les conoce hasta la actualidad como prótesis híbrida al modo Branemark (34). Durante 1965 y 1980 se instalaron 2768 implantes en 410 maxilares edéntulos correspondientes a 371 pacientes, 89% de las prótesis hibridas en el maxilar superior y el 100% de las prótesis hibridas en la mandíbula se mantuvieron estables y sus tasas de supervivencia fueron reportadas por encima del 89%(8). Sin embargo, los procesos de laboratorio para elaborar estas prótesis son bastante largos y complejos, pues se debe realizar la fabricación de la barra por medio de un encerado sobre unos elementos prefabricados por el fabricante de los implantes en una aleación preciosa conocidos como cilindros metálicos, que aparte de ser muy costosos, requieren del uso de una aleación preciosa igualmente costosa. Una vez realizado el encerado este se debe revestir, evaporar y fundir. Posteriormente se libera del revestimiento, se cortan los bebederos, se pule y se

verifica su estabilidad y asentamiento, en muchas ocasiones es necesario recurrir a técnicas de corte y llaves para realizar soldaduras en el laboratorio para conseguir una buena adaptación, situación que encarece y prolonga la duración del tratamiento, solo teniendo acceso a este tipo de tratamiento personas con altos ingresos económicos(19). Una de las soluciones para disminuir los costos de estas prótesis fue la aparición de componentes más económicos, que en vez de ser fabricados en oro, eran fabricados en plástico y en aleaciones no preciosas como el cobalto cromo, para ser fundidas con aleaciones no preciosas, pero estas aleaciones son de alta fusión, por lo tanto requieren de altas temperaturas para su fundición, generando una mayor contracción durante el enfriamiento en el proceso de fundición, lo que puede ocasionar cambios dimensionales en la estructura, que se traducen en inestabilidad y una adaptación defectuosa, llevando al clínico a tener que necesitar varias sesiones para lograr una prótesis aceptable(39). Para la década de los años 90 se comenzó un nuevo método de fabricación de estructuras metálicas para prótesis híbridas por medio de tecnología CAD/CAM, Procera Implant Bridge, lo que permitió la elaboración de estructuras en aleaciones de titanio con una estabilidad y adaptación insuperable(20,40). Sin embargo, los costos para el odontólogo eran demasiado altos, teniendo acceso a esta tecnología un porcentaje muy bajo de profesionales, sobre todo en países en vía de desarrollo. En los últimos años, debido a los avances de los programas de diseño y manufactura digital en odontología (CAD/CAM), se ha comenzado a implementar una nueva modalidad de restauraciones para implantes, denominadas cemento-atornilladas, las cuales constan de dos componentes, el componente cosmético, el cual puede ser cerámico o acrílico, y el componente estructural y de conexión, el cual está fabricado en una aleación metálica, siendo la más utilizada hasta la fecha el titanio grado 5(31). Una vez elaborado el componente cosmético (diente), se procede a la unión con el componente metálico (interfase o tibase) por medio de un cemento resinoso, procedimiento que se realiza en el modelo de trabajo para un adecuado control en el manejo de los excesos de cemento. Finalmente se procede al atornillado de esta sobre los transepiteliales o sobre los implantes en la boca del paciente. Son pocos los estudios de prótesis cemento atornilladas; mediante una búsqueda en pubmed con la palabra clave “screw-retained hybrid prosthesis” se encontraron dos reportes de casos sobre prótesis híbrida metal acrílico, cemento atornillada, uno que realiza la cementación de la estructura en la boca de los pacientes(32) y otro más

reciente que realiza la cementación de manera indirecta en el laboratorio(33). Sin embargo, el primer estudio viola tres aspectos fundamentales: la limitación para revisar la adaptación de la estructura en la boca del paciente, la dificultad para eliminar los excesos de cemento y la imposibilidad de retirar la prótesis de manera fácil, debido a la ausencia de las chimeneas de acceso a los tornillos de fijación. El segundo estudio si permite controlar los factores mencionados y reporta una adecuada adaptación de la estructura metálica a los implantes y permite realizar la cementación fuera de la boca del paciente, sin embargo no reportan datos del grado de adaptación, reportan una tasa de supervivencia de las prótesis a 4.4 años fue del 98.6 % y el éxito del 96.6%. La supervivencia de los implantes del 99.6%, datos que nos permiten asumir que el protocolo empleado para realizar esta prótesis es adecuado en términos de adaptación. No obstante, no se han reportado estudios que permitan medir la adaptación de este tipo de propuesta y menos aún comparar estos factores contra estructuras realizadas por los métodos convencionales o mediante tecnologías CAD/CAM. Abduo y colaboradores en una revisión sistemática reportan que las estructuras para prótesis hibridas fabricadas por tecnologías CAD/CAM superan en ajuste pasivo y adaptación marginal a las fabricadas por método convencional(41). El concepto de ajuste pasivo y adaptación marginal vertical es un tema que genera mucha controversia, por dos situaciones: 1) No existe una norma ISO que determine los valores de adaptación y 2) No hay consenso sobre que método de estudio es el más adecuado para realizar estas mediciones. Los únicos valores de adaptación reportados corresponden a la especificación número 8 de la Asociación Dental Americana (ADA), que menciona que una restauración se puede considerar como adaptada cuando se encuentra una capar de material cementante entre 25 a 40 micras, pero la norma no hace referencia a la adaptación entre dos elementos (42). Otros investigadores consideran aceptable la adaptación marginal vertical clínica cuando ésta no sobrepasa las 120 micras, al ejecutar la medición con un explorador #5, considerando que está adaptado cuando la punta del mismo que tiene un espesor menor a 100 micras, no logra entrar en la interfase entre la estructura y el aditamento (43) De acuerdo a Contrepois y colaboradores, el 95% de los estudios científicos sobre este tópico reportan una adaptación marginal menor a las 120 micras (44). Jemt y colaboradores en estudios realizados en los años 1991, 1996,1997 reportan valores promedio de discrepancia de adaptación vertical clínicamente aceptada de 91 a 111 micras (45) , de 9 a 296 micras (46),

por consiguiente valores de adaptación menores a 150 micras son aceptados clínicamente (16,47) . Existen muchos métodos para realizar mediciones de adaptación marginal, los cuales se pueden dividir en dos: los métodos no destructivos y los métodos destructivos. Los primeros permiten conservar la muestra sin que esta sufra ningún cambio físico, uno de ellos y quizás el más utilizado en la medición directa bajo estereomicroscopía, por cuanto es uno de los más asequibles desde el punto de vista económico y de cierta manera simula la manera en que el odontólogo hace la medición en la boca del paciente, con la ventaja que este tipo de medición bajo estereomicroscopio permite medir más zonas y permite ser cuantificada mediante un programa de medición (48). Sin embargo existen controversias sobre esta metodología por cuanto no existe un patrón determinante sobre el número de mediciones, sobre la manera de sujeción de la muestra, entre otras variables(43). Otros métodos de medición para adaptación marginal son: el triple escaneo, tomografía microcomputarizada, sin embargo, estos métodos requieren de equipos sofisticados y altos costos para la realización (48).

El ajuste pasivo y estabilidad de las estructuras en implantes, es inherente a la adaptación es decir que al descargar la estructura sobre los análogos esta adapte de manera simultánea sin balancearse y se verifica clínicamente de manera manual mediante manipulación digital con los dedos y con un explorador y con radiografías periapicales. Sin embargo estas pruebas de verificación todas tienen un alto grado de subjetividad puesto que es casi imposible cuantificar el grado de adaptación y estabilidad de manera visual clínicamente, pues entran a conjugarse factores como el grado de capacidad óptica del operador, el estado y tamaño de la punta del explorador, el ángulo en que se toman las radiografías y la dificultad de acceso a ciertas áreas como las zonas distales y linguales de la prótesis. Debido a todos estos factores la mejor técnica para evaluar la estabilidad y adaptación son las pruebas en vitro por medio de la prueba del tornillo único, para proceder con la medición del espacio entre la estructura y los pilares en el plano vertical al que le han denominado como valor de distorsión vertical(49).

De estas necesidades parte el interés en buscar un sistema de prótesis híbrida, que sea de fácil elaboración, que permita la cementación en el laboratorio, que cumpla con los

parámetros establecidos de adaptación, y que sea de bajo costo para que personas con bajos recursos económicos puedan tener acceso a esta modalidad de tratamiento.

5. OBJETIVOS

5.1 OBJETIVO GENERAL

- Medir la adaptación marginal vertical de la estructura metálica para prótesis híbridas modificadas, cementadas a cilindros de titanio convertidos a interfases o tibases y atornilladas a pilares intermedios (transepiteliales), conocidos comercialmente como multiunits.

5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Estandarizar la elaboración de un protocolo para la fabricación de estructuras metálicas en cobalto cromo, para ser utilizadas mediante la técnica de cementación a interfases de titanio.
- Elaborar un modelo de simulación de prótesis implantosoportadas para estudios de laboratorio.
- Medir la adaptación marginal vertical de la estructura metálica para prótesis híbridas modificadas, cementadas a cilindros de titanio y atornilladas a pilares intermedios

6. METODOLOGÍA

6.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

- **Tipo de estudio:**

  Estudio observacional, descriptivo, *in vitro*

6.2 POBLACIÓN OBJETIVO

8 supraestructuras metálicas para prótesis híbrida cemento atornillada, con 32 cuerpos de prueba.

6.2.1 Criterios de selección

6.2.1.1 Criterios de inclusión.

- Modelos con las 4 réplicas de los implantes en perfecto estado
- Modelos con cilindros recortados a 4 mm de altura
- Modelos vaciados en yeso IV con zócalo de 30 mm
- Modelos sin cambios dimensionales con respecto a la llave de verificación

6.2.1.2 Criterios de exclusión.

- Modelos fracturados
- Modelos que presenten discrepancias dimensionales con la llave de verificación
- Modelos con réplicas de implantes fracturadas o golpeadas

6.3 TAMAÑO DE MUESTRA Y DISEÑO DE MUESTREO

6.3.1 Calculo del tamaño de muestra.

El cálculo del tamaño de muestra se realizó intencionalmente y a conveniencia del estudio, se utilizó la prueba t basados en los resultados del estudio de Nakamura et al., en el que evaluaron la adaptación marginal in vitro de sobredentaduras a dos implantes. Para el cálculo de la muestra se utilizó la adaptación marginal que fue de 50 ±5,24um, una potencia del 90% y con α bilateral =0,05. La muestra calculada correspondió a 8 especímenes.

6.3.2 Diseño de muestreo.

El diseño de muestreo es No probabilístico e intencional a conveniencia del estudio

6.4 DEFINICIÓN DE VARIABLES

6.4.1 Variables.

Variable independiente:

- Ubicación

Variable dependiente:

- Adaptación marginal

6.4.2 Cuadro operacional de las variables

Tabla X. Definición operacional de las variables

Variable	Definición operacional	Tipo / nivel de medición	Valores posibles	Fuente de información
Adapatación marginal	Espacio que queda entre la plataforma protésica del pilar intermedio y la estructura metálica,	Variable cuantitativa continua	Medidas en micrómetros	Medición con software de imágenes de fotografías estereoscópicas
Ubicación	Sitios de la estructura metálica.	Variable cualitativa nominal	Ubicación de los puntos	Modelo

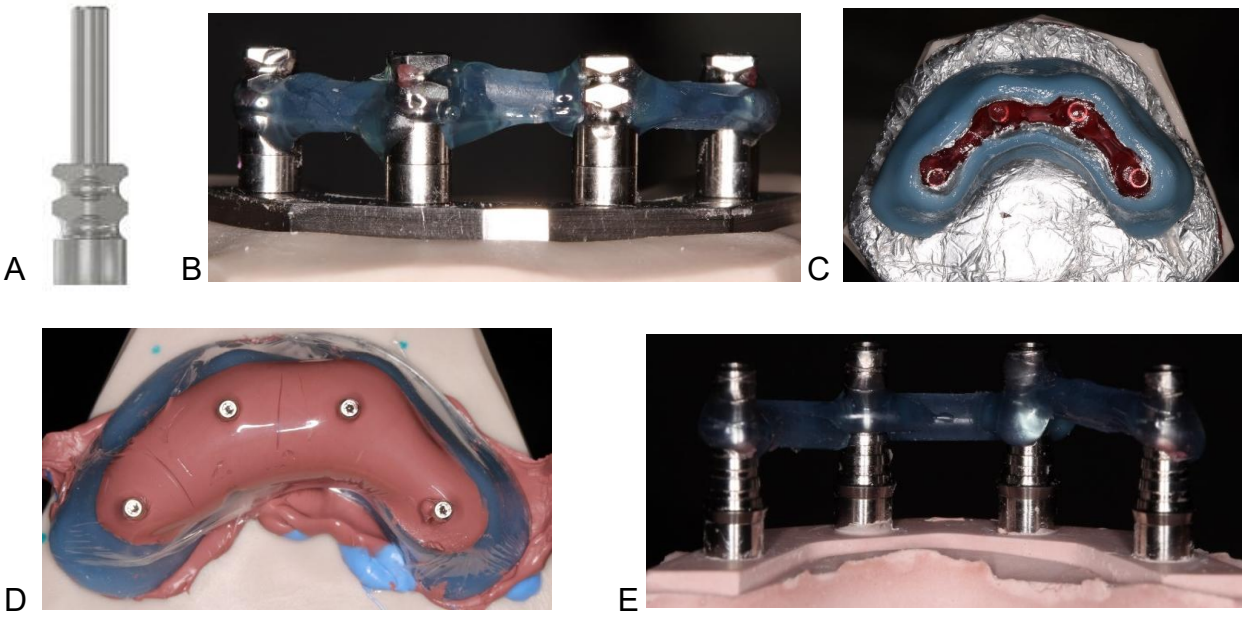
6.5 Procedimiento

Para la investigación se utilizó un modelo maestro de un maxilar edéntulo, elaborado en acero inoxidable con 4 análogos correspondientes a un transepitelial recto (minipilar cónico Neodent, Brasil) (Figura 1A). A este modelo se le realizaron pruebas de precisión con una llave de verificación elaborada con 4 cilindros de titanio para minipilares cónicos, Neodent, Brasil, inmersos en una barra de resina de fotopolimerización Triad Gel (Denstply), con conectores con un espesor de 4x4 milímetros cuadrados (Figura 1 B). La verificación se realizó de manera visual con la prueba del tornillo único, en lapsos de 8 horas durante 3 día. Una vez comprobada la precisión del modelo maestro se procedió a la toma de las impresiones.

Para la toma de las impresiones, se elaboraron 8 cubetas individuales en resina de fotocurado Triad Gel (Tru-Tray Dentsply®), para realizar la técnica de impresión a cubeta

abierta (Figura 1C). Previo a la toma de las impresiones los pilares de impresión para minipilar cónico referencia 108.035 Neodent Brasil, fueron ferulizados mediante resina de fotopolimerización en gel Triad (Dentsply®), (Figura 1D). Las impresiones fueron realizadas por un solo operador mediante la técnica de un solo paso con silicona de polimerización por adición, de consistencia regular y liviana (Extrude, Kerr®). Transcurrido el tiempo de polimerización de 5 minutos recomendado por el fabricante, las impresiones se removieron del modelo con la precaución de desatornillar los tornillos pasantes de los pilares de impresión. Inmediatamente se procedió a conectar las réplicas de los minipilares cónicos (transepiteliales) referencia 101.020 Neodent Brasil, mediante apretado manual por un mismo operador. A continuación se encofraron las impresiones con cera utility (Dentalia®) y cera para bases (Dentalia ®). Se vaciaron las impresiones con yeso tipo IV (Silky Rock, Whipmix®) siguiendo las proporciones agua-polvo recomendadas por el fabricante. Una hora después del vaciado, se procedió a la separación de los modelos de las impresiones correspondientes, desatornillando los tornillos pasantes de los pilares de impresión. Finalmente se comprobó con la llave de verificación que el modelo obtenido fuera una réplica exacta del modelo maestro (Figura 1E), hasta obtener las 8 muestras.

Figura 1. Confección del modelo maestro. A) Minipilar B) Prueba de precisión C) Férula D) Impresión E) Obtención de modelo



Elaboración de las estructuras con técnica de Murgueitio

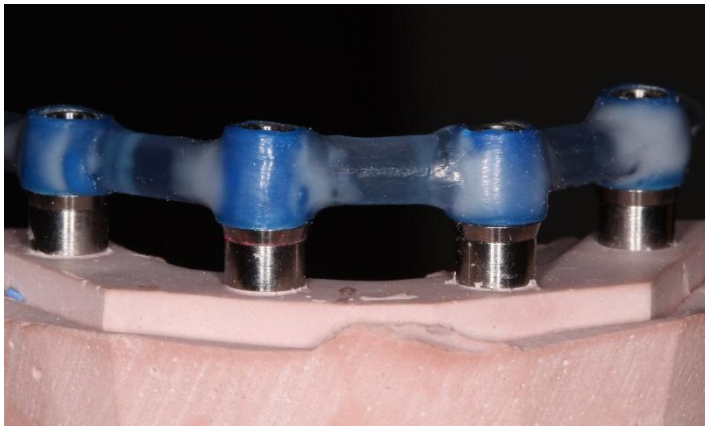
Técnica de Murgueitio

Treinta y dos cilindros de titanio para minipilar cónico referencia 118.113 Neodent Brasil fueron recortados a una altura de 4 mm por medio de discos de carburo ultra delgados (Ultrathin-Ultradent®). Los cilindros recortados se atornillaron a los transepiteliales de forma manual por un mismo operador. Sobre cada uno de los cilindros de titanio se posicionó una cofia calcinable de 0,3 mm de espesor y con un espacio para el medio cementante de 50 micras. Estas cofias se realizaron mediante procesos de diseño asistido por computador con el programa InLab 2016 (Dentsply, Sirona) para posteriormente ser impresas en resina calcinable en una impresora estereolitográfica (Formlabs 2®). Se procedió al refuerzo y unión de las cofias mediante conectores de 4x4 mm con una resina de fotopolimerización Triad Gel (Denstply Sirona®) (Figura 2).

Figura 2. Cilindro de titanio y modelo maestro



A



B

Las estructuras se mantuvieron atornilladas al modelo correspondiente hasta el momento que se inició el proceso de revestimiento para evaporación y fundición, para el cual se utilizó un revestimiento a base de fosfato, una vez alcanzado el tiempo y la temperatura de fundición se procedió a realizar esta en una centrífuga de inducción con una aleación de

Cobalto- Cromo (Solibond N, Yeti®). Los anillos se dejaron enfriar a temperatura ambiente, se procedió a la liberación de las estructuras, recorte de bebederos, limpieza, y la verificación de la adaptación de las estructuras sobre cada uno de los modelos correspondientes con la ayuda de una película en aerosol de marcación de zonas de contacto o presión (Oclude, Pascal®) y bajo observación en un estereomiscroscopio (AmScope 10x, 40x). Las zonas de contacto consideradas indeseables se eliminaron con una fresa redonda de carburo de 1/4 para pieza de mano de baja velocidad. Una vez lograda la adaptación, se procedió con la cementación de las estructuras.

Figura 3. Análisis de muestras. A) Confección de estructuras B) Muestra terminada D)Análisis en estereomicroscopio

A



B



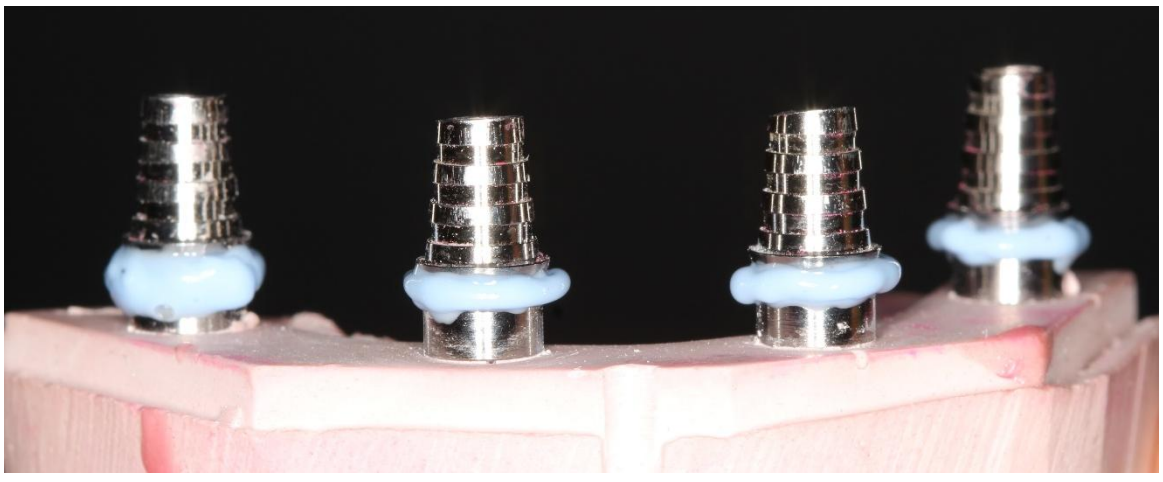
C



El proceso de cementación fue realizado por 1 operador. La interfase del análogo de mini pilar cónico con el cilindro de titanio se protegió con barrera gingival (Figura 12), posteriormente se arenaron con óxido de aluminio de 50µm micras a 5 libras de presión y 10cm de distancia. Las interfases de titanio y las supraestructuras, se vaporizaron y se lavaron con alcohol isopropílico por 10 minutos en equipo de ultrasonido. Se retiraron y secaron. Se procedió a bloquear las chimeneas mediante cinta de tetraflouroetileno. Se aplicó una capa de primer para metal (MZ Primer, Angelus ®) tanto a la superficie del titanio de las interfases como a la parte interna de las estructuras. Se dejó actuar por un minuto y se secaron con aire comprimido. De la misma manera se aplicó, frotó y aireó el adhesivo (Single Bond, 3M®) a la superficie interna de las estructuras y a las interfases de titanio.

Posteriormente se dispensó una porción del cemento resinoso de curado dual (Relyx Ultimate,3M®) el cual se aplicó con una espátula FP3, tanto a la parte interna de la estructura, así como a la superficie externa de las interfases de titanio, se sostuvo manualmente pasados 3 minutos del proceso de cementación se retiran los excesos de las chimeneas y de la unión entre las interfases y los análogos del modelo con un microbrush y explorador no.5 (Delta®). Se fotolimerizó con la lámpara Valo (Ultradent®) durante 10 segundos, con una potencia estándar (1000 mW/cm^2), a una distancia recomendada de 10 mm, por cada una de las superficies. Pasados 10 minutos se llevó al estereomicroscopio (AmScope®) y se observaron los excesos de material con una magnificación 7x, en donde fueron eliminados cuidadosamente con un bisturí con hoja #12 (Figura 4).

Figura 4. Cementación de interfase de titanio



Prueba de adaptación

La prueba de adaptación se realizó mediante la prueba del tornillo único. Una vez atornilladas las estructuras al tornillo único anterior derecho del modelo maestro se trazaron con marcador de tinta indeleble, 4 líneas que cruzaban la unión de los cilindros de titanio con el análogo en las superficies vestibular, distal y lingual. La base del modelo maestro con la estructura cemento atornillada fue estabilizada para realizar las mediciones. Se evaluó la discrepancia vertical en cada uno de los puntos. Las mediciones se realizaron en el laboratorio de UNICIEO (Bogotá) por un mismo operador. Las mediciones se realizaron en el esteromicroscopio (Carl Zeiss Stemi 200 CG ®) (Figura 6) con magnificación de 10x, las imágenes se digitalizaron con una cámara (Axio Cam ERc5s®) y para estimar la adaptación se utilizó el software de medición (Zenn 2012). Se iniciaron las mediciones en el implante posterior derecho según el protocolo hasta completar los 4 implantes. Los valores de medición se expresaron en micras (µm).

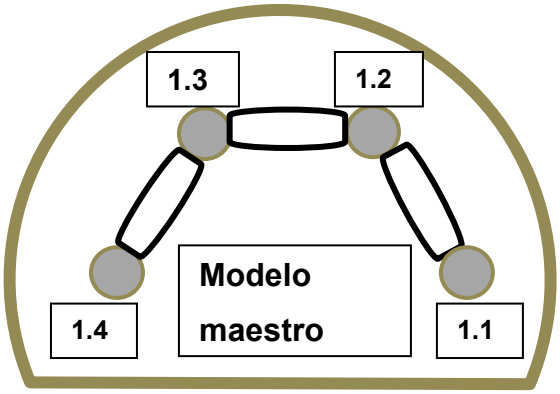
Figura 5. Análisis de muestras en estereomicroscopio



Protocolo para realizar mediciones de adaptación de estructuras metálicas

Se realizó etiquetado a cada uno de los 8 modelos con la ayuda de marcador de tinta indeleble. Se usó numeración arábiga consecutiva del 1 al 8 asignado aleatoriamente. De igual forma, los implantes se codificaron de derecha a izquierda numéricamente, el primer digito representa el número de la estructura y el segundo digito la posición del implante en el modelo (Figura 6).

Figura 6. Representación del modelo codificado



Se atornilló manualmente (al máximo) la estructura a la réplica del implante anterior derecho. Posteriormente, se marcó el modelo para obtener medidas de los siguientes puntos: Vestibular, lingual, distal, estos 3 puntos para los 2 implantes más distales y para los 2 implantes intermedios solo se tomaron medidas de vestibular y lingual. En dichas zonas se realizaron marcaciones con tinta indeleble en vestibular color negro, en palatino color azul, en distal color rojo, para tener referencia de estos al momento de obtener las medidas en el microscopio, con una magnificación de 10 X en el estereomicroscopio Carl Zeiss Stemi 200 CG ®) (1-2).

Seguido, se calibró el modelo en el microscopio y en el software de medición, en el punto donde está la interfase del transepitelial y el cilindro de titanio, que es el punto donde se tomaron las medidas, con las líneas de referencia trazadas en cada una de las superficies.

Se posicionó el modelo maestro con la supraestructura cemento atornillada a la base, donde se realizaron las mediciones.

Para tomar las mediciones de los 2 implantes más distales por lingual se ubicó el modelo perpendicular y con una inclinación de 45° con respecto a la base, y para los 4 implantes el modelo se ubicó paralelamente al lente del estereomicroscopio para realizar las mediciones por vestibular y distal.

Se realizó registro fotográfico en los puntos de referencia trazados para cada implante, se realizó doble medición de una misma línea de referencia: una anterior y otra posterior, es decir, por cada superficie tomaron dos medidas, para un total de 6 mediciones en los dos implantes distales y 4 en los dos intermedios. Los resultados se consignaron la base de datos y se leyeron en escala micrométrica.

Tabla 1. Instrumento de recolección de datos

# espécimen	Tipo espécimen	Distal anterior (DA)	Distal posterior (DP)	Vestibular anterior (VA)	Vestibular posterior (VP)	Lingual anterior (LA)	Lingual posterior (LP)
1.1							
1.2							
1.3							
1.4							

Se realizaron mediciones de la adaptación vertical de cada una de las 32 muestras, en las 3 superficies de adaptación para los implantes posteriores y 2 superficies para los implantes anteriores. Cada punto con dos medidas: una anterior y otra posterior, en total 20 medidas por espécimen.

6.6 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se consolidaron los datos en una hoja de cálculo Excel (Microsoft ® 2012) que luego fue

exportado para el análisis estadístico en el software SPSS (IBM Statistics V23). Se aplicaron las pruebas no paramétricas de Kruskal- Wallis y U de Mann-Whitney La primera para comparar todos los datos de los 4 grupos y para comparar los promedios de las medidas de todos los grupos. La segunda prueba se utilizó para realizar las comparaciones por pares teniendo en cuenta la presencia del tornillo único e identificar si se presentaron diferencias.

6.7 CONSIDERACIONES ÉTICAS

Se realizó un estudio *in vitro* con muestras de modelos de estudio y prótesis elaboradas en el laboratorio. No se usaron muestras ni datos procedentes de seres humanos y según la resolución 8430 de 1993 para la investigación en salud en Colombia (Ministerio de Salud, República de colombia), el presente estudio es catalogado como una invetigación sin riesgo.

7. RESULTADOS

Según la ubicación, el sitio con mayor espacio promedio fue el posterior derecho (48,78±28,14) y el de menor fue el anterior izquierdo (23,72±6,89µm). El promedio de adaptación general en todos los sitios y en todo los puntos fue 35,79±22,77µm (Tabla 1).

Tabla 1. Mediciones de la adaptación según la ubicación

	Adaptación (medidas en µm)				
Ubicación	**Mínimo**	**Máximo**	**Media**	**Mediana**	**D.E.**
Posterior derecho	24,36	113,06	48,78	43,67	28,14
Anterior derecho	19,08	31,39	24,90	24,32	4,23
Anterior izquierdo	15,16	32,15	23,72	23,39	6,89
Posterior izquierdo	20,36	103,15	45,47	33,44	28,82
TOTAL	15,16	113,06	35,79	27,74	22,77

(D.E.) Desviación Estándar

En cuanto al análisis según el tipo de especímen, distal o intermedio, los valores promedio distales en todos los puntos de medición fueron más altos en distal en comparación con los intermedios, pero estas diferencias solo fueron estadísticamente significativas en los puntos lingual y vestibular anterior (Tabla 2).

Tabla 2. Mediciones de la adaptación (medidas en µm) según el tipo de especímen

Puntos de medición	Distal		Intermedio		TOTAL		Diferencia entre grupos
	Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar	Valor de *p*
Distal anterior	55,29	39,73			55,29	39,73	---
Distal posterior	52,44	37,23			52,44	37,23	---
Vestibular anterior	40,26	24,73	21,78	7,65	31,02	20,31	**0,001**
Vestibular posterior	37,15	26,40	22,97	6,59	30,06	20,25	0,056
Lingual anterior	48,93	34,09	24,16	9,33	36,55	27,62	**0,026**
Lingual posterior	49,58	32,17	28,33	13,01	38,95	26,44	0,094

Según los puntos de medición, el promedio de espacio de adaptación fue mayor en distal anterior (55,28±39,73µm) y el menor fue en vestibular posterior (30,06±20,25µm) (Tabla 3).

Tabla 3. Adaptación (medidas en µm) según el sitio de medición

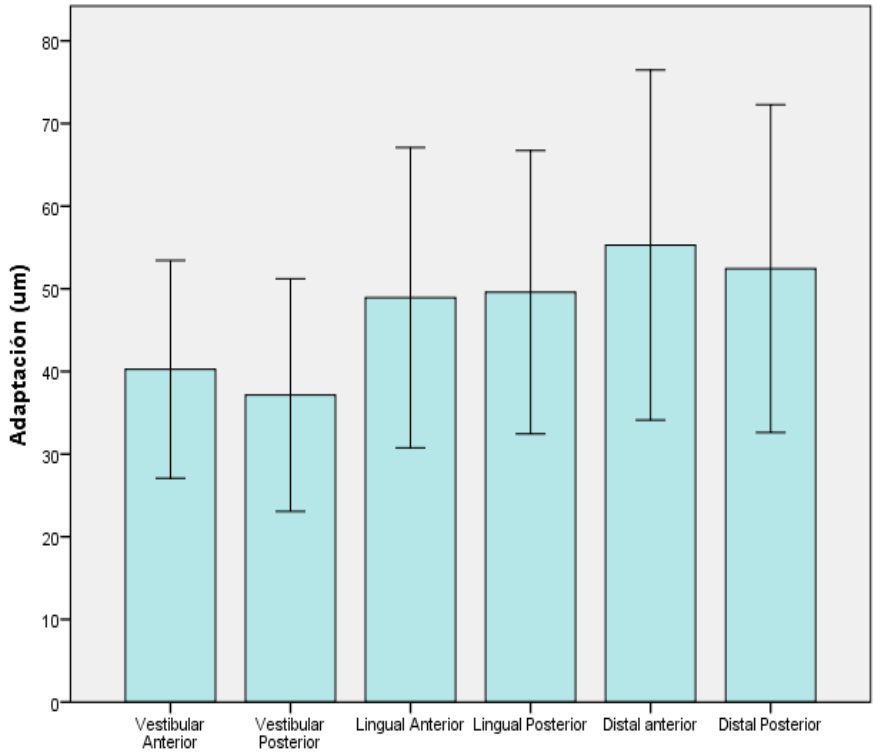
	N	Media	Desviación estándar
Distal anterior	16	55,2864	39,72911
Distal posterior	16	52,4396	37,22818
Vestibular anterior	32	31,0191	20,30627
Vestibular posterior	32	30,0574	20,25064
Lingual anterior	32	36,5458	27,61506
Lingual posterior	32	38,9529	26,44077

Se analizaron las medidas recolectadas utilizando la prueba de Kruskal – Wallis, la cual es no paramétrica y se utilizó porque habían más de 3 grupos y poder determinar si el grupo de datos recolectados venía de una misma población, se obtuvo una media de 48,78± 28,14µm en el punto PD y una media de 45,77 ± 28,82µm en el PI. El análisis estadístico con esta prueba determinó que en por lo menos dos de los grupos existen diferencias significativas, por lo cual se utilizó la prueba de U de Mann-Whitney y poder discriminar mediante el análisis

por pares entre cuales grupos estaban estas diferencias, se comparó el punto AD (en el cual está presente el tornillo único).

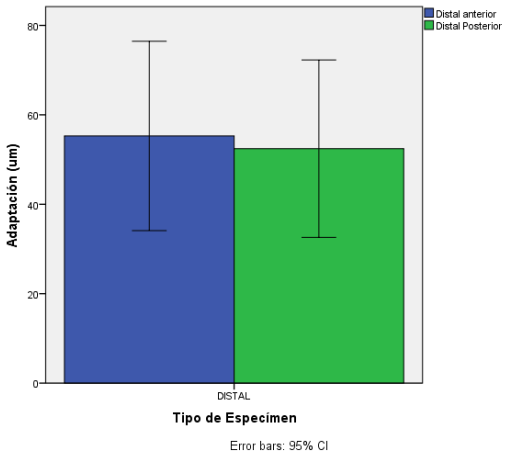
Al comparar el promedio de grupos del mismo lado, en derecho se encontró que hubo mayor espacio en posterior 43,67±28,14µm que en anterior 24,90±4,23µm, con diferencias estadísticamente significativas (p=0,006). De igual forma en el lado izquierdo hubo mayor espacio en posterior 45,77±28,82µm que en anterior 23,72±6,89µm, pero la diferencias de medias no fue estadísticamente significativa (p=0,115) (Gráfico 1)

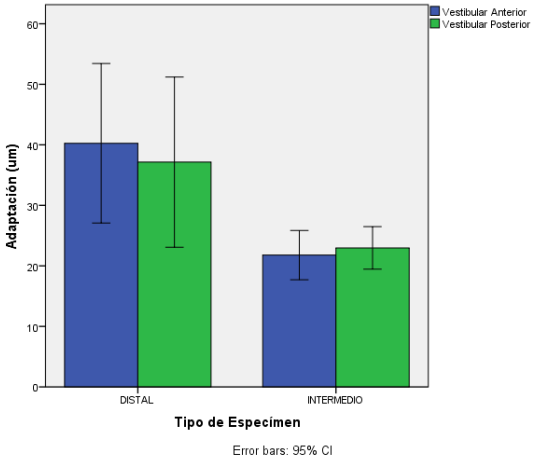
Gráfico 1. Adaptación según el sitio de evaluación

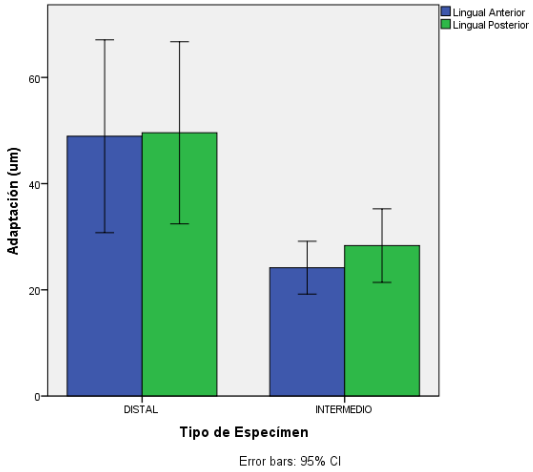


Los promedio de adaptación en anteriores fueron muy similares entre el lado derecho y el izquierdo, sin diferencias estadísticamente significativas (p=0,674)

Gráfico 2. Adaptación según el tipo de especímen







8. DISCUSIÓN

Este estudio fue realizado con el objetivo principal de describir la adaptación vertical de la supraestructura metálica para prótesis híbridas modificadas, cementadas a cilindros de titanio (interfases de titanio) y atornilladas a pilares intermedios (transepitelial). Los resultados muestran que la adaptación fue mejor en las zonas donde había tornillo único y en la zonas posteriores hubo mayor espacio en los dos lados de medición.

Se tomaron como variables de medición, la posición de los 4 análogos de implantes en cada cuerpo de prueba con su respectivo trans epitelial y la influencia que tiene la ubicación del tornillo único cuando ya la estructura ha sido previamente cementada, teniendo como referencia las superficies medidas en cada interfase.

En el presente estudio se utilizó la prueba de tornillo único, debido a que genera datos más precisos del desajuste pasivo de las estructuras implantosoportadas. Algunos reportes evidencian que desde 1.993 se hicieron evaluaciones del ajuste, pero utilizaron métodos como examen visual directo, presión con los dedos y sensación táctil, pruebas que son consideradas inapropiadas o inexactas (53).

Por otra parte, esta investigación se elaboró con las modificaciones en la técnica de fabricación y confección de las prótesis hibridas, dicha modificación consistió en ser cementada a interfases de titanio y ser atornillada a los pilares intermedios (transepiteliales), dentro de las ventajas de realizar restauraciones implanto soportadas cementadas por fuera de boca se encuentran su fácil manipulación, la facilidad para retirar excesos, la posibilidad de pulir las superficies para evitar la colonización bacteriana, dejando superficies lisas y muy poco porosas, evitando causar problemas biológicos como la periimplantitis ocasionada por excesos de cemento. La principal ventaja para nuestro estudio con la cementación es que ayuda en la pasividad de los componentes, lo que mejora el proceso. Otra de las principales ventajas de la técnica, es que la estructura va atornillada a los transepiteliales posterior a la cementación, teniendo la posibilidad de removerla cuando sea necesario, es decir que tiene la capacidad de ser recuperada.

La aleación metálica utilizada en el estudio para la fundición de la supra estructura metálica fue una aleación no preciosa en Cobalto- Cromo (Co – Cr), las distorsiones que existen por la técnica de colado son altas, por tanto, fue muy importante el papel de la cementación de las estructuras, dado que se compensaron las posibles distorsiones procedentes del proceso de colado, como lo comprobaron los resultados obtenidos; la discrepancia de adaptación vertical en la unión entre los cilindros de titanio con los transepiteliales no se ve afectada(50).

Las recomendaciones de protocolos para la cementación se basan en estudios de laboratorio en donde se discuten varios calibres y alturas de los pilares, sus formas, si son cónicos o paralelos, y han concluido que la altura de los pilares influye en el grado de retención con el cemento, consideración que tuvimos en cuenta a la hora de realizar nuestros cuerpos de prueba dejando pilares de titanio de 4mm de altura (30).

Existen una gran controversia con este tema, pues existen pruebas de retención uniaxial de baja velocidad y de alta velocidad, pero ninguna se asemeja de la forma que es a las fuerzas de masticación presentes en boca, consideración que afecta mucho la forma de clasificar los diferentes cementos y su efectividad para este tipo de procedimientos, cabe resaltar que dicho procedimiento de cementación debe realizarse bajo estrictas instrucciones del fabricante, tiempos de mezcla, tiempo de polimerización, para así obtener las mejores propiedades del material(30).

Es importante resaltar que para nuestros procesos de cementación, el espatulado del cemento no se realizó por el mismo operador, pero si con la misma proporción de pasta y catalizador el cual fue la recomendada por el fabricante, en comparación con el estudio de Schiessl y col del 2013(30). Nuestro protocolo de cementación también llevó a cabo un llenado completo de cemento tanto en el pilar como en la estructura y se cementó con presión constante durante 7 minutos, mientras que en el estudio del 2013 lo realizaron durante 10 minutos(30).

Otra diferencia entre nuestro estudio y el de Schiessl y col es que ellos después de realizar la cementación, esperan 10 minutos para almacenar los especímenes en agua destilada y

24H después realizar pruebas de termo ciclado y poder discriminar la funcionabilidad o no de determinado cemento, cosa que nosotros no realizamos porque nuestro objetivo no era determinar el mejor cemento, pues basados en la evidencia científica disponible utilizamos un cemento resinoso dual como el Relyx Ultimate indicado para este tipo de cementaciones con buenos resultados de retención(54).

En nuestro estudio también se utilizó la prueba del tornillo único (prueba de Sheffield) en el implante anterior derecho (AD), el torqueado del tornillo (AD) se realizó de manera manual debido a que estos tornillos deben ser apretados máximo a 10N, fuerza que se logra de manera manual, como se realizó en el estudio Ercoli y colaboradores del 2012(47) y Jemt y colaboradores en el año 1991(16), en el cual las estructuras se probaron para obtener un ajuste aceptable, con la diferencia que en el presente estudio se evaluó la adaptación de la supraestructura visualmente con un esteromicroscopio (Carl Zeiss Stemi 200 CG ®) con magnificación de 10x en cada sitio del implante y ellos por medio de Inspección por magnificación directa con lupas de aumento de ¥ 3.5–4.5)(16).

En cuanto al apretamiento de los tornillos, en el presente estudio se decidió utilizar secuencias diferentes de orden de apretamiento, basados en el estudio de Popesscu y cols (2014) en donde propusieron que la tensión existente en las supra estructuras, depende del orden de apretamiento de los tornillos, debido a que esto influye directamente en la tensión de ajuste de las mismas(52), de igual forma, otros autores como Hobo y Col (1.996) sugieren la forma o secuencia cruzada de apretamiento, en lugar de la secuencia común que es primero los extremos. En ese mismo orden de ideas, Jemt y col en 1.991 recomiendan que los tornillos se aprieten uno por uno, comenzando por el implante más cercano a la línea media y terminando con los dos tornillos terminales. Esta teoría la apoya Watanabe y Col en el 2.000, observaron que apretar primero alguno de los dos tornillos centrales o cercanos a la línea media y de últimos los extremos, lleva a conseguir la menor magnitud de deformación.

Nosotros encontramos que las distorsiones o tensiones más bajas se obtenían cuando primero apretaban los tornillos de los extremos y de último los intermedios,en contraste con las distorsiones altas que se dieron cuando primero se apretaron los tornillos del centro y

luego los extremos. De igual forma, en el estudio de Popescu y col, concluyeron que las estructuras que mostraron el mejor ajuste fueron las fresadas, después las sinterizadas y por último las coladas(52).

En cuanto a la adaptación, Jemt en el año 1996-1997 en su estudio reportaron valores de adaptación de hasta 275μm (16,45). La desadaptación media del punto central fue de 111 (SD 59) μm y 91 (SD 51) μm para los grupos de 1 año y de 5 años, respectivamente. Esta diferencia se puede explicar en que la técnica del Doctor Murguetio, usada en el presente estudio, al realizarse en laboratorio y no en boca, permite compensar aspectos como la distorsión de la supraestructura por el proceso de fundición. También, al tener mejor visibilidad y mayor comodidad de manipulación en la técnica de cementación, mejora significativamente la adaptación.

En el estudio Hadi AL-Meraikhi(22), explican el concepto de distorsión y desadaptación refiriéndose al desajuste de la estructura al implante dado por las distorsiones y desadaptaciones acumulativas que se producen durante la elaboración de los componentes de la prótesis tanto clínicamente como en el laboratorio.

9. RECOMENDACIONES

Realizar recomendaciones para incrementar la validez interna o externa de investigaciones derivadas.

10. CONCLUSIONES

- La adaptación marginal vertical de la estructura metálica para prótesis híbridas modificadas, cementadas a cilindros de titanio convertidos a interfases o tibases y atornilladas a pilares intermedios (transepiteliales), conocidos comercialmente como multiunits fue mayor en los sitios anteriores en comparación con los posteriores.
- La adaptación en cuanto al tipo de especímen fue mejor en intermedio que en distal
- Se estandarizó un protocolo para la fabricación de estructuras metálicas en cobalto cromo, para ser utilizadas mediante la técnica de cementación a interfases de titanio.
- Se elaboró un modelo de simulación de prótesis implantosoportadas para estudios de laboratorio, que puede servir de molde para otros estudios.

11. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.

1. Felton DA. Complete Edentulism and Comorbid Diseases: An Update. J Prosthodont [Internet]. 2016 Jan [cited 2019 Apr 5];25(1):5–20. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26371954
2. WHO | The world health report 2000 - Health systems: improving performance. WHO [Internet]. 2013 [cited 2019 Apr 5]; Available from: https://www.who.int/whr/2000/en/
3. Assessment SC on HT. Prosthetic Rehabilitation of Partially Dentate or Edentulous Patients: A Systematic Review [Internet]. Prosthetic Rehabilitation of Partially Dentate or Edentulous Patients: A Systematic Review. Swedish Council on Health Technology Assessment (SBU); 2010 [cited 2019 Apr 5]. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28876749
4. Campbell SD, Cooper L, Craddock H, Hyde TP, Nattress B, Pavitt SH, et al. Removable partial dentures: The clinical need for innovation. J Prosthet Dent [Internet]. 2017 Sep [cited 2019 Apr 5];118(3):273–80. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28343666
5. Gallucci G, Avrampou M, Taylor J, Elpers J, Thalji G, Cooper L. Maxillary Implant-Supported Fixed Prosthesis: A Survey of Reviews and Key Variables for Treatment Planning. Int J Oral Maxillofac Implants [Internet]. 2017 [cited 2019 Apr 5];31:s192–7. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27228251
6. Vigolo P, Mutinelli S, Givani A, Stellini E. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 10-year randomised controlled trial. Eur J Oral Implantol [Internet]. 2012 [cited 2019 Apr 5];5(4):355–64. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23304689
7. Gómez-Polo M, Ortega R, Gómez-Polo C, Celemin A, Del Rio Highsmith J. Factors Affecting the Decision to Use Cemented or Screw-Retained Fixed Implant-Supported Prostheses: A Critical Review. Int J Prosthodont [Internet]. 2018 Jan [cited 2019 Apr 5];31(1):43–54. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29145526
8. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg [Internet]. 1981 Dec [cited 2019 Apr 5];10(6):387–416. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6809663
9. Babbush CA. Reconstruction of the edentulous mandible. Int Dent J [Internet]. 1985 Dec [cited 2019 Apr 5];35(4):266–76. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3912328
10. Nogueira TE, Esfandiari S, Leles CR. Cost-effectiveness analysis of the single-implant mandibular overdenture versus conventional complete denture: study protocol for a randomized controlled trial. Trials [Internet]. 2016 Dec 4 [cited 2019 Apr 5];17(1):533. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27814749
11. Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. In: Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. 2nd ed. Chicago: Quintessence; 1999. p. 199–209.
12. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent [Internet]. 1983 Sep [cited 2019 Apr 5];50(3):399–410. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6352924
13. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J HO. [Intraosseous

implants]. - PubMed - NCBI. Odontostomatol Implant [Internet]. 1980 [cited 2019 Apr 5];1(Jane-February):5–24. Available from: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/m/pubmed/6968879/
14. Kapos T, Evans C. CAD/CAM Technology for Implant Abutments, Crowns, and Superstructures. Int J Oral Maxillofac Implants [Internet]. 2014 Jan [cited 2019 Apr 5];29(Supplement):117–36. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24660194
15. Takaba M, Tanaka S, Ishiura Y, Baba K. Implant-Supported Fixed Dental Prostheses with CAD/CAM-Fabricated Porcelain Crown and Zirconia-Based Framework. J Prosthodont [Internet]. 2013 Jul [cited 2019 Apr 5];22(5):402–7. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23289495
16. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. Int J Oral Maxillofac Implants [Internet]. 1991 [cited 2019 Apr 5];6(3):270–6. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1813395
17. Kricheldorf F, de Souza Bueno C, Amaral WS, Santiago Junior J, Filho H. Analysis of vertical marginal discrepancy in feldspathic porcelain crowns manufactured with different CAD/CAM systems: Closed and open. Eur J Dent [Internet]. 2018 [cited 2019 Apr 5];12(1):123. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29657537
18. Dhima M, Paulusova V, Lohse C, Salinas TJ, Carr AB. Practice-Based Evidence from 29-Year Outcome Analysis of Management of the Edentulous Jaw Using Osseointegrated Dental Implants. J Prosthodont [Internet]. 2014 Apr [cited 2019 Apr 5];23(3):173–81. Available from: http://doi.wiley.com/10.1111/jopr.12084
19. Hobo S, Ichida E, Garcia L. Osseointegration and Occlusal Rehabilitation. 2nd ed. Tokio: Quintessence Books; 1990.
20. Abduo J. Fit of CAD/CAM Implant Frameworks: A Comprehensive Review. J Oral Implantol [Internet]. 2014 Dec [cited 2019 Apr 5];40(6):758–66. Available from: http://www.joionline.org/doi/abs/10.1563/AAID-JOI-D-12-00117
21. Anusavice K. Phillip's Sciense of dental materials. 11th ed. Toronto: Saunders; 2003.
22. Al-Meraikhi H, Yilmaz B, McGlumphy E, Brantley WA, Johnston WM. Distortion of CAD-CAM-fabricated implant-fixed titanium and zirconia complete dental prosthesis frameworks. J Prosthet Dent [Internet]. 2018 Jan [cited 2019 Apr 5];119(1):116–23. Available from: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002239131730135X
23. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. Aust Dent J [Internet]. 2011 Jun [cited 2019 Apr 5];56 Suppl 1:97–106. Available from: http://doi.wiley.com/10.1111/j.1834-7819.2010.01300.x
24. Araújo GM de, França DGB de, Silva Neto JP, Barbosa GAS. Passivity of Conventional and CAD/CAM Fabricated Implant Frameworks. Braz Dent J [Internet]. 2015 Jun [cited 2019 Apr 5];26(3):277–83. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0103-64402015000300277&lng=en&tlng=en
25. Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hammerle CHF. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. Int J Prosthodont [Internet]. [cited 2019 Apr 5];22(6):553–60. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19918588

26. Guess PC, Strub JR, Steinhart N, Wolkewitz M, Stappert CFJ. All-ceramic partial coverage restorations--midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. J Dent [Internet]. 2009 Aug [cited 2019 Apr 5];37(8):627–37. Available from: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S030057120900092X
27. Larsson C, Vult von Steyern P, Nilner K. A prospective study of implant-supported full-arch yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal mandibular fixed dental prostheses: three-year results. Int J Prosthodont [Internet]. [cited 2019 Apr 5];23(4):364–9. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20617228
28. Venezia P, Torsello F, Cavalcanti R, D'Amato S. Retrospective analysis of 26 complete-arch implant-supported monolithic zirconia prostheses with feldspathic porcelain veneering limited to the facial surface. J Prosthet Dent [Internet]. 2015 Oct [cited 2019 Apr 5];114(4):506–12. Available from: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391315000980
29. Rojas Vizcaya F. Retrospective 2- to 7-Year Follow-Up Study of 20 Double Full-Arch Implant-Supported Monolithic Zirconia Fixed Prostheses: Measurements and Recommendations for Optimal Design. J Prosthodont [Internet]. 2018 Jul [cited 2019 Apr 5];27(6):501–8. Available from: http://doi.wiley.com/10.1111/jopr.12528
30. Schiessl C, Schaefer L, Winter C, Fuerst J, Rosentritt M, Zeman F, et al. Factors determining the retentiveness of luting agents used with metal- and ceramic-based implant components. Clin Oral Investig [Internet]. 2013 May 31 [cited 2019 Apr 5];17(4):1179–90. Available from: http://link.springer.com/10.1007/s00784-012-0798-x
31. Priest G. A Current Perspective on Screw-Retained Single-Implant Restorations: A Review of Pertinent Literature. J Esthet Restor Dent [Internet]. 2017 May 6 [cited 2019 Apr 5];29(3):161–71. Available from: http://doi.wiley.com/10.1111/jerd.12283
32. Cobb GW, Metcalf AM, Parsell D, Reeves GW. An alternate treatment method for a fixed-detachable hybrid prosthesis: A clinical report. J Prosthet Dent [Internet]. 2003 Mar [cited 2019 Apr 5];89(3):239–43. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12644797
33. Able FB, de Mattias Sartori IA, Thomé G, Moreira Melo AC. Retrospective, cross-sectional study on immediately loaded implant-supported mandibular fixed complete-arch prostheses fabricated with the passive fit cementation technique. J Prosthet Dent [Internet]. 2018 Jan [cited 2019 Apr 5];119(1):60–6. Available from: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391317301397
34. Branemark P, Zarb G, Albrektsson T. Tissue-Integrated Prosthesis Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence Publishing; 1985.
35. Barrios G. Odontología su fundamento biologico. Paris: Astra; 1993.
36. Cano-Gutiérrez C, Borda MG, Arciniegas AJ, Borda CX. Edentulism and dental prostheses in the elderly: impact on quality of life measured with EuroQol--visual analog scale (EQ-VAS). Acta Odontol Latinoam [Internet]. 2015 [cited 2019 Apr 5];28(2):149–55. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26355885
37. MINSALUD. IV Estudio nacional de salud bucal: ENSAB IV. Bogotá: Ministerio de Salud y Protección Social; 2014.
38. Markiewicz MR, Nishiyama K, Yago K, Okada M, Asanami S, Yoshinari M, et al. Draining orocutaneous fistula associated with a failing subperiosteal implant: report of a case. J Oral Implantol [Internet]. 2007 [cited 2019 Apr 5];33(6):347–52. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18240795

39. Hjalmarsson L, Smedberg J-I, Pettersson M, Jemt T. Implant-level prostheses in the edentulous maxilla: a comparison with conventional abutment-level prostheses after 5 years of use. Int J Prosthodont [Internet]. [cited 2019 Apr 5];24(2):158–67. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21479285
40. Almasri R, Drago CJ, Siegel SC, Hardigan PC. Volumetric Misfit in CAD/CAM and Cast Implant Frameworks: A University Laboratory Study. J Prosthodont [Internet]. 2011 Jun [cited 2019 Apr 5];20(4):267–74. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21492296
41. Abduo J, Lyons K, Bennani V, Waddell N, Swain M. Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. Int J Prosthodont [Internet]. [cited 2019 Apr 5];24(3):207–20. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21519567
42. on Dental Materials C. Revised American National Standards Institute/American Dental Association Specification No. 8 for Zinc Phosphate Cement [Internet]. Vol. 96, The Journal of the American Dental Association. 1978 [cited 2019 Apr 5]. Available from: https://jada.ada.org/article/S0002-8177(78)61037-6/pdf
43. Boitelle P, Tapie L, Mawussi B, Fromentin O. Evaluation of the marginal fit of CAD-CAM zirconia copings: Comparison of 2D and 3D measurement methods. J Prosthet Dent [Internet]. 2018 Jan [cited 2019 Apr 5];119(1):75–81. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28461045
44. Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviole O. Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review. J Prosthet Dent [Internet]. 2013 Dec [cited 2019 Apr 5];110(6):447–454.e10. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24120071
45. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. Int J Oral Maxillofac Implants [Internet]. [cited 2019 Apr 5];11(5):620–5. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8908860
46. Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. Int J Oral Maxillofac Implants [Internet]. [cited 2019 Apr 5];11(2):151–8. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8666445
47. Ercoli C, Geminiani A, Feng C, Lee H. The Influence of Verification Jig on Framework Fit for Nonsegmented Fixed Implant-Supported Complete Denture. Clin Implant Dent Relat Res [Internet]. 2012 May [cited 2019 Apr 5];14:e188–95. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22176765
48. Afify A, Haney S, Verrett R, Mansueto M, Cray J, Johnson R. Marginal discrepancy of noble metal-ceramic fixed dental prosthesis frameworks fabricated by conventional and digital technologies. J Prosthet Dent [Internet]. 2018 Feb [cited 2019 Apr 5];119(2):307.e1-307.e7. Available from: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002239131730570X
49. White G. The construction of a mandibular fixed complete framework. In: Oseointegrated Dental Technology. Chicago: Quintessence; 1993.
50. Castilho AA, Kojima AN, Pereira SMB, Vasconcellos DK de, Itinoche MK, Faria R, et al. In vitro evaluation of the precision of working casts for implant-supported restoration with multiple abutments. J Appl Oral Sci [Internet]. 2007 Jun [cited 2019 Apr 7];15(3):241–6. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1678-77572007000300016&lng=en&tlng=en

51. Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. J Oral Rehabil [Internet]. 2004 May [cited 2019 Apr 8];31(5):477–82. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15140174
52. Popescu D, Popescu S, Pop D, Jivanescu A, Todea C. Passivity of the bars manufactured using current technologies: laser-sintering, casting, and milling. In: Todea C, Podoleanu AG, Duma V-F, editors. 2014 [cited 2019 Apr 8]. p. 89250H. Available from: http://proceedings.spiedigitallibrary.org/proceeding.aspx?doi=10.1117/12.2045855
53. Glaz