Adaptación marginal de una estructura para prótesis híbrida modificada cementada a interfase de Titanio. Estudio *in vitro*

Evaluation *in vitro* of the marginal adaptation of the hybrid prosthesis structure cemented to Ti framework

Autores:

Daniel Felipe Córdoba Mondragón

Mónica Andrea Cucuyame Moscoso

Sorany Díaz Pechene

Diana Marcela López Ortiz

Oskar Eduardo Ortiz Cedeño

Valeria Restrepo Bonilla

Rafael Murgueitio Piedrahita

Adriana Jaramillo Echeverry

Carlos Humberto Martínez Cajas

Julián Andrés Tamayo Cardona

Adaptación marginal de una estructura para prótesis híbrida modificada cementadas a interfase de Titanio. Estudio *in vitro*

Resumen

Introducción. Las prótesis fijas implanto soportadas, cementadas o atornilladas, se utilizan para tratamiento de edentulismo 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, aunque ha mostrado buenos resultados, hace falta evidencia que corrobore su aplicación y uso.

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.

Metodología. 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 (AMV) según la posición del pilar y con la técnica de tornillo único. Las mediciones de AMV 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 ($p<0,05$).

Resultados. El promedio de AMV general fue 35,79±22,77µm. El sitio con mayor distancia de AMV 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 AMV fue mayor en distal anterior (55,28±39,73µm) y el menor fue en vestibular posterior (30,06±20,25µm). La AMV es significativamente mayor en los posteriores que en los anteriores ($p=0,006$). No hubo diferencias significativas entre el lado izquierdo y el derecho. ($p=0,15$).

Conclusiones. La AMV 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.

Palabras Clave. implantes dentales, dentadura parcial fija, prostodoncia, prótesis dental, prótesis dental de soporte implantado

Evaluation *in vitro* of the marginal adaptation of the hybrid prosthesis structure cemented to Ti framework

Abstract

Introduction. Implant-supported fixed prostheses, cemented or screwed, are used for the replacement of missing teeth and are increasingly accepted by patients. Recently, a cemented and screw technique has been proposed, it combines the best advantages of each one. Although the results are favorable, is needs more evidence to corroborate the application and use of this technique.

Objective. To evaluate in vitro the vertical marginal adaptation of the metallic structure for modified hybrid prostheses, cemented to titanium cylinders converted to interfases, and screwed to intermediate transepithelial abutments.

Methodology. An observational, descriptive, in vitro study was carried out on 32 abutments corresponding to 8 structures (4 in each) that were screwed and cemented to a master model. The vertical marginal adaptation (AMV) was evaluated according to the position of the abutment and with the single screw technique. The measurements of AMV were made in each abutment and with images taken in stereomicroscope (Carl Zeiss Stemi 200 CG ®) 10x, with the help of Image J® software. The variables were described with measures of central tendency and dispersion. The comparisons were made with the MannWhitney U test ($p < 0.05$).

Results The general mean of AMV was 35.79 ± 22.77µm. The site with the greatest distance from AMV was the posterior right (48.78 ± 28.14 µm) and the lowest, the left anterior (23.72 ± 6.89µm). According to the measurement points, the mean AMV was higher in the anterior distal point (55.28 ± 39.73µm) and the lower was in the posterior vestibular point (30.06 ± 20.25mm). AMV is significantly higher in posterior zone cases than in anterior zone ($p = 0.006$). There were no significant differences between the left and the right side. ($p = 0.15$).

Conclusions The AMV of the metal structure for modified hybrid prostheses, cemented to titanium cylinders converted to frameworks and screwed to intermediate abutments is better in the anterior area and in the medial measurement point.

Keywords. dental implants, fixed partial denture, prosthodontics, dental prosthesis, implant-supported dental prosthesis.

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(1).

Sin embargo, 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 manejo del edentulismo inicia con actividades de promoción de la salud y prevención de la enfermedad, 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).

Hace más de cuatro décadas, Branemark y Col fueron pioneros en realizar protocolos de uso de prótesis hibridas para manejo de pacientes desdentados totales(11,12). 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(13,14).

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(15). Faltan más estudios que respalden el uso de esta técnica cemento-atornillada.

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(16).

El objetivo de este estudio es evaluar de manera 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

Materiales y métodos

Se realizó un estudio estudio observacional, descriptivo, *in vitro* en 32 especímenes atornillados y cementados a un modelo maestro tomado de un maxilar edéntulo, elaborado en acero inoxidable con 4 análogos correspondientes a un transepitelial recto (minipilar cónico Neodent, Brasil). 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. La verificación se realizó de manera visual con la prueba del tornillo único, en lapsos de 8 horas durante 3 días.

Posteriormente se tomaron las impresiones, se elaboraron 8 cubetas individuales en resina de fotocurado Triad Gel (Tru-Tray Dentsply®). 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®). Una vez polimerizado el material, se procedió a conectar las réplicas de los minipilares cónicos (transepiteliales) referencia 101.020 Neodent Brasil, mediante apretado manual por un mismo operador. Finalmente se comprobó con la llave de verificación que el modelo obtenido fuera una réplica exacta del modelo maestro.

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 cilindro se posicionó una cofia calcinable (diseño asistido por computador) de 0,3 mm de espesor y con un espacio para el medio cementante de 50 micras. Fueron impresas en resina calcinable en una impresora estereolitográfica (Formlabs 2®).

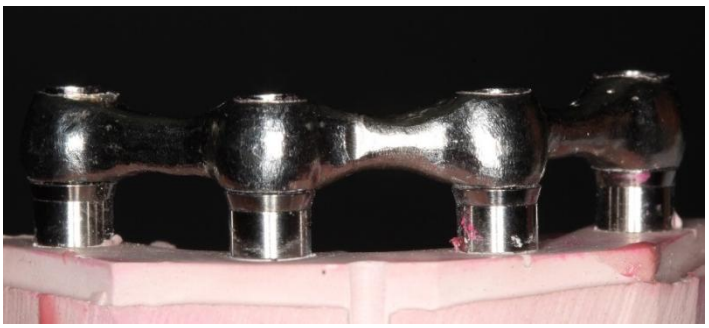
Las estructuras se mantuvieron atornilladas al modelo correspondiente hasta el inició del proceso de revestimiento. Con la ayuda de una película en aerosol de marcación de zonas de contacto o presión (Oclude, Pascal®) y bajo observación en un estereomiscroscopio (AmScope 10x, 40x) se eliminaron las zonas de contacto consideradas indeseables con una fresa redonda de carburo.

Figura 1. Análisis de muestras. A) Confección de estructuras B) Muestra terminada D)Análisis en estereomicroscopio

A



B



C



La cementación (Relyx Ultimate,3M®) fue realizada por un solo operador. Se procedió a bloquear las chimeneas mediante cinta de tetraflouroetileno. Se aplicó cemento tanto a la parte interna de la estructura, así como a la superficie externa de las interfases de titanio, se sostuvo manualmente 7 minutos, pasados los primeros 3 minutos y se retiraron los excesos. 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.

La prueba de adaptación se realizó mediante la prueba del tornillo único. La base del modelo maestro con la estructura cemento atornillada fue estabilizada para realizar las mediciones. Se evaluó la distancia vertical en cada uno de los puntos. Las mediciones se realizaron en el laboratorio de UNICIEO (Bogotá) por un mismo operador, en el esteromicroscopio (Carl Zeiss Stemi 200 CG ®) 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.

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, en los 2 implantes más distales. En los 2 implantes intermedios solo se tomaron medidas de vestibular y lingual. En dichas zonas se realizaron marcaciones con tinta indeleble.

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.

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.

Los datos se recolectaron en una Excel®(Microsoft) y luego se exportaron SPSS® V25,0 para el análisis estadístico. Se realizaron promedios y desviaciones. El análisis comparativo de promedios se realizó con la prueba U de Mann-Whitney y Kruskal- Wallis, se consideró una significancia estadística de $p < 0,05$. No se usaron muestras ni datos procedentes de seres humanos por lo que el presente estudio fue catalogado como una investigación sin riesgo.

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

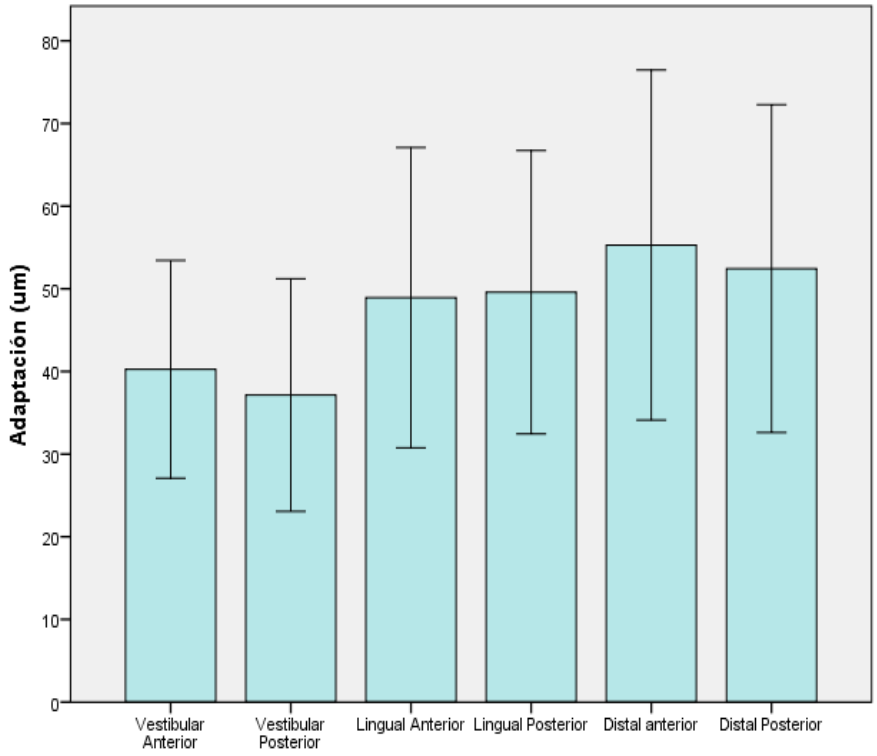
	N	Media	Desviación estándar
Distal anterior	16	55,2864	39,72911
Distal posterior	16	52,4396	37,22818
Vestibular anterior	32	31,0191	20,30627
Vestibular posterior	32	30,0574	20,25064
Lingual anterior	32	36,5458	27,61506
Lingual posterior	32	38,9529	26,44077

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).

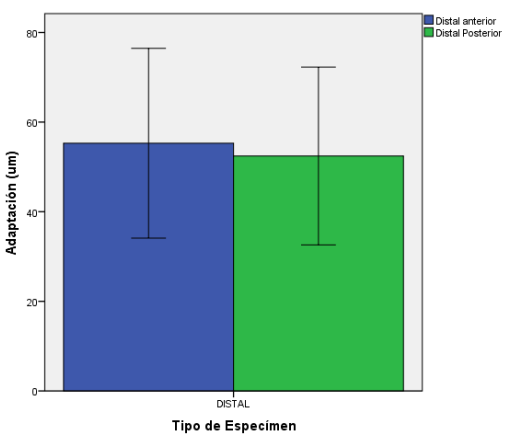
Al comparar el promedio de grupos del mismo lado, en derecho se encontró que hubo mayor espacio en posterior 43,67±28,14µm que en anterior 24,90±4,23µm, con diferencias estadísticamente significativas (p=0,006). De igual forma en el lado izquierdo hubo mayor espacio en posterior 45,77±28,82µm que en 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

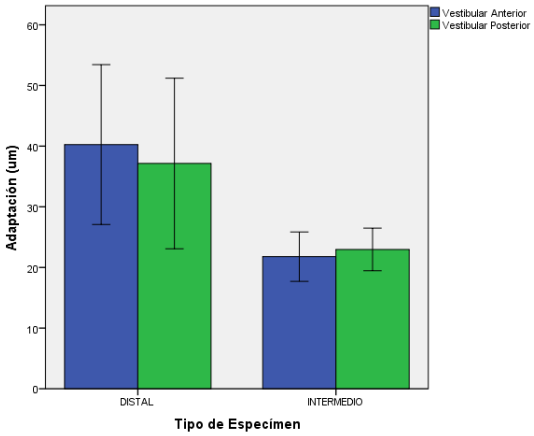


Los promedio de adaptación en anteriores fueron muy similares entre el lado derecho y el izquierdo, sin diferencias estadísticamente significativas (p=0,674)

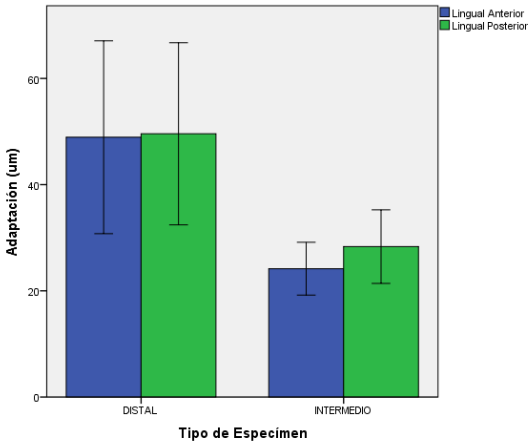
Gráfico 2. Adaptación según el tipo de especímen



Error bars: 95% CI



Error bars: 95% CI



Error bars: 95% CI

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(17).

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(18).

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(19).

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(19).

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(19). 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(19).

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(19,20).

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(21) y Jemt y colaboradores en el año 1991(22), 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)

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)(23) 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, de igual forma, otros autores como Hobo y Col (1.996)(24) 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.

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(23), concluyeron que las estructuras que mostraron el mejor ajuste fueron las fresadas, después las sinterizadas y por último las coladas.

En cuanto a la adaptación, Jemt en el año 1996-1997 (22)en su estudio reportaron valores de adaptación de hasta 275µm. 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(25), 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.

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

Agradecimientos.

Los autores agradecemos al centro de investigación de UNICOC, Cali y a la fundación universitaria UNICIEO

Conflicto de interés.

No se reconoce ningún conflicto de interéses

Financiación

La elaboración de este proyecto se realizó con fondos propios sin participación de ninguna de las casas comerciales de los materiales que se utilizaron.

Referencias bibliográficas

.

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. 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

12. 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/

13. 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

14. 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

15. 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

16. 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

17. 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

18. 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

19. 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

20. 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

21. 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

22. 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

23. 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

24. Hobo S, Ichida E, Garcia L. Osseointegration and Occlusal Rehabilitation. 2nd ed. Tokio: Quintessence Books; 1990.

25. 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