

ANÁLISIS DE LA INTERFASE PILAR/IMPLANTE EN PILARES PREFABRICADOS, MAQUINADOS Y SINTERIZADOS POR LÁSER FUSIÓN

* Ibarra E.

** Molano J, Olivares D, Vargas J

*** Parra D.

Propósito: Comparar el tamaño de la interfase en pilares prefabricados, maquinados y sistema de sinterizado por láser fusión en 4 puntos de medición. **Materiales y Métodos:** Sobre 18 implantes de conexión interna (Aurea Phibo), se conectaron 18 pilares divididos en 3 grupos (6 Pilares prefabricados, 6 pilares maquinados y 6 pilares láser fusión). Todos los pilares fueron torquados a 35 Ncm y se realizó el proceso de imbibición en resina epóxica. Luego se realizó un corte axial mediante un micrótopo y se obtuvieron las imágenes de los especímenes segmentados mediante un estereomicroscopio y se observaron en un analizador de imágenes para determinar el tamaño de la interfase en cuatro puntos: 1. En el tornillo de fijación y la superficie interna del pilar protésico (A y B), 2. En el pilar protésico y la plataforma del implante (C y D), 3. En el pilar protésico y la superficie interna del implante (E y F), 4. El asentamiento pilar/implante (G y H). **Resultados:** Punto A: en el sistema prefabricado vs. láser fusión se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.002$). Punto B: en el sistema prefabricado vs. láser fusión se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.013$). Punto C: en el sistema prefabricado vs. maquinado se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.0325$). Punto D: en el sistema prefabricado vs. láser fusión se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.001$). Punto E y F: no se observaron diferencias estadísticamente significativas. Punto G: en el sistema prefabricado vs. láser fusión se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.001$) y en el sistema prefabricado vs. maquinado se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.03495$). Punto H: No se observaron diferencias estadísticamente significativas. **Conclusiones:** El método de fabricación es un factor que influye en la presencia de micro-rugosidades interfiriendo en el acople pilar/implante, aumentando el tamaño de la interfase.

Palabras clave: Microespacio, interfase, brecha, desadaptación vertical y horizontal, complicaciones biomecánicas,, pilares protésicos maquinados, pilares láser fusión, pilares prefabricados.

INTRODUCCIÓN

El implante dental se define como un elemento aloplástico que se aloja en pleno tejido óseo o por debajo del periostio, con la finalidad de conservar dientes naturales adyacentes o de reponer piezas dentarias ausentes, reportando tasas de supervivencia superiores al 90%.⁽¹⁾⁻⁽²²⁾

Dentro de las variaciones en la fabricación de los implantes existen diferentes diseños, tratamientos de superficie y tipos de plataforma que van a afectar la calidad de la conexión entre el implante y el pilar protésico. Sin embargo, la literatura reporta diversas fallas mecánicas y biológicas asociadas a la conexión pilar-implante.⁽²³⁾⁻⁽²⁴⁾⁻⁽²⁵⁾⁻⁽²⁶⁾

Un ajuste absolutamente preciso entre las dos estructuras evita la concentración de esfuerzos alrededor del implante, pero debe existir un rango de tolerancia para permitir la inserción del pilar en la conexión interna del implante.⁽²⁾

La brecha o micro espacio en la interfase o conexión pilar/implante tiene un rango que oscila entre 1.1 a 300 micras, sin embargo un valor mayor a 10 micras resulta en transferencia de cargas excesivas al hueso, crecimiento bacteriano,

*Asesor Científico, Odontóloga, Especialista en Prostodoncia.

** Residentes IV Semestre Prostodoncia.

*** Asesor Metodológico, Odontóloga, Especialista en Bioestadística.

aflojamiento o fractura del tornillo de fijación y pérdida del implante. (2)-(3)-(5)-(6)-(7)-(8)-(9)-(10)-(11)-(12)-(36)-(37)

Las fuerzas oclusales excesivas provocan un deslizamiento entre las roscas del tornillo y las roscas internas del implante, lo que resulta en una pérdida de precarga. Jemt y col 1992 reportaron fallas en el tornillo de fijación para el maxilar superior en un 49% y para el maxilar inferior del 20.8%, con movilidad de la prótesis en un 13%. ⁽²⁾

El estudio de presencia de interfases superiores a los rangos de tolerancia reportados en la literatura, es un factor importante para la prevención de las complicaciones previamente mencionadas, por tal razón se han establecido diferentes técnicas para determinar la interfase o micro espacio entre el pilar protésico y el implante. Alikhasi y col (2013), las describe de la siguiente manera:

- Visión directa
- Seccionamiento
- Técnicas de impresión
- Examen exploratorio y visual
- Radiográfico

Según el autor, no existe una técnica única de elección para establecer la discrepancia entre el pilar y el implante, sin embargo, se ha descrito el seccionamiento como la técnica de mayor precisión, acompañado de una estandarización mandatoria para proveer resultados comparables. ⁽⁷⁾⁻⁽⁸⁾⁻⁽¹³⁾

La literatura ha descrito clasificaciones de los pilares de acuerdo a su uso, método de fabricación y material. Karunagaran y col (2013) reportan que los pilares pueden ser clasificados en: temporales y definitivos. Dentro de los pilares temporales se encuentran los pilares de impresión, de cicatrización y de provisionalización. Los pilares definitivos pueden fabricarse por diversos métodos, entre ellos: prefabricados, maquinados, láser fusión, calcinables con anillo en oro y totalmente calcinables. ⁽²⁷⁾

Por último se han propuesto diferentes materiales en la búsqueda de mejores características mecánicas y estéticas según la necesidad protésica, entre ellos titanio, zirconio, cobalto-cromo, PMMA y PEEK.

Por lo anterior, el propósito de la presente investigación es comparar el tamaño de la interfase de los pilares en 3 sistemas de confección (prefabricados, maquinados y sistema de láser fusión) en 4 puntos de medición.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizó un estudio experimental *in vitro*, con 18 implantes de conexión interna de plataforma regular de 4.3 x 13 mm de longitud (Aurea Phibo, Barcelona, España) y 18 pilares de conexión interna divididos en 3 grupos de 6 especímenes de acuerdo al tipo de confección:

Grupo 1 (Grupo control): 6 Pilares prefabricados Phibo®.

Grupo 2: 6 Pilares diseñados con el sistema CAD/CAM en titanio maquinado Phibo®.

Grupo 3: 6 Pilares diseñados con el sistema CAD/CAM en cromo-cobalto a través de la técnica láser fusión Adhoc® Phibo®. Fig. 1 y Fig. 2

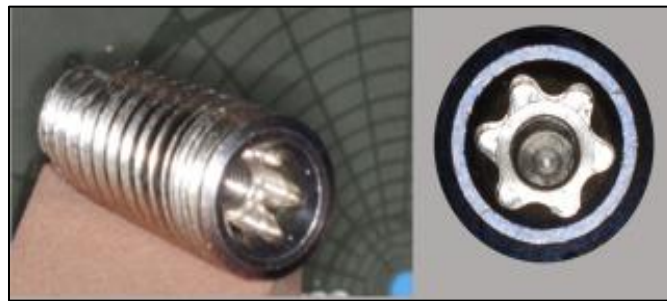


Fig. 1 Implantes Aurea Phibo, Barcelona, España - Conexión interna hexalobular

Los implantes Aurea Phibo® fueron distribuidos aleatoriamente en 3 bloques de simulación de hueso tipo III (6 implantes por bloque), siguiendo el protocolo propuesto por la casa comercial, pero insertados hasta la mitad de su longitud.

Para el grupo 1, fueron seleccionados pilares prefabricados estándar de la casa comercial Phibo (Aurea® straight abutments).

Para el grupo 2 y 3, se realizó un escaneo digital usando un escáner extraoral (3Shape D700 scanner), con un cuerpo de escaneo sobre cada implante, para obtener una imagen en 3D mediante el software digital (Dental System), y se diseñaron 6 pilares para cada uno de los sistemas maquinado (DMG 5 ejes) y láser fusión (EOSint 270) de forma no anatómica. Fig. 2



Fig. 2 Pilares protésicos en 3 sistemas de confección

Todos los pilares fueron torquados a 35 Ncm por un solo operador según especificaciones de la casa comercial Phibo, 10 minutos después del torque inicial se realiza un segundo torque a 35 Ncm, contrarrestando la pérdida de la precarga inicial. ⁽²⁸⁾

Posteriormente, se confeccionó un molde de acetato para cada una de las muestras, las cuales fueron individualizadas de los bloques y se realizó el proceso de imbibición en resina epóxica cubriendo la totalidad del espécimen. Luego se realizó un corte axial mediante un micrómetro (Buehler Isomet Diamond Saw) en el cual se controló la velocidad, orientación y sección del corte de cada una de las muestras. Fig. 3

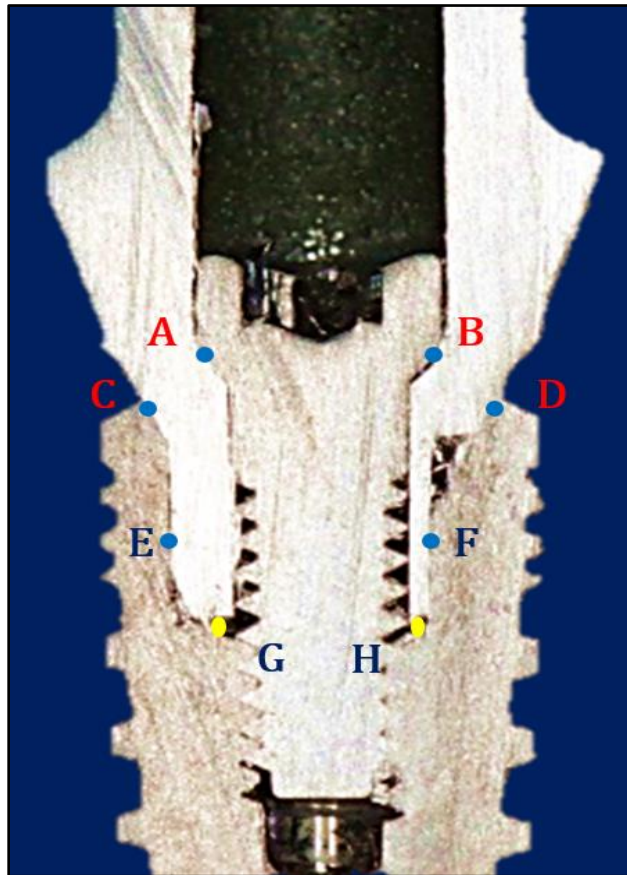


Fig. 3

Corte axial mediante un micrómetro de cada una de las muestras embebidas en el cubo de resina epóxica

Se obtuvieron las imágenes de los especímenes segmentados mediante un estereomicroscopio (Opticks) y se observaron en el analizador de imágenes (Motic 3.2) para determinar el tamaño de la interfase en los 4 puntos mencionados en cada uno de los sistemas de confección y los datos obtenidos se registraron en una tabla comparativa para realizar el análisis. ^{Fig. 4 y 5}

Fig. 4 Puntos de medición interfase Pilar/Implante



Puntos de medición:

Puntos A y B: Interfase Cabeza de tornillo/Pilar protésico

Puntos B y C: Interfase Plataforma implante/Pilar protésico

Puntos E y F: Interfase conexión interna implante/Pilar protésico

Puntos G y H: Asentamiento Pilar protésico/Implante

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se realizó el cálculo de poder a través del software Vivostat para determinar el tamaño adecuado de la muestra. La tabulación de los datos se efectuó con el programa Excel y mediante el Software SPSS (Versión No. 23) se ejecutó el análisis pertinente de los datos. Se aplicó la prueba de Kruskal Wallis (K-W) para comparar las medias de las muestras que provenían de la misma población. Posteriormente se aplicó la prueba estadística no paramétrica de Mann-Whitney (M-W), con el propósito de contrastar la hipótesis nula y relacionar la discrepancia o brecha observada en los diferentes puntos de medición seleccionados, en relación al sistema de confección del pilar protésico.

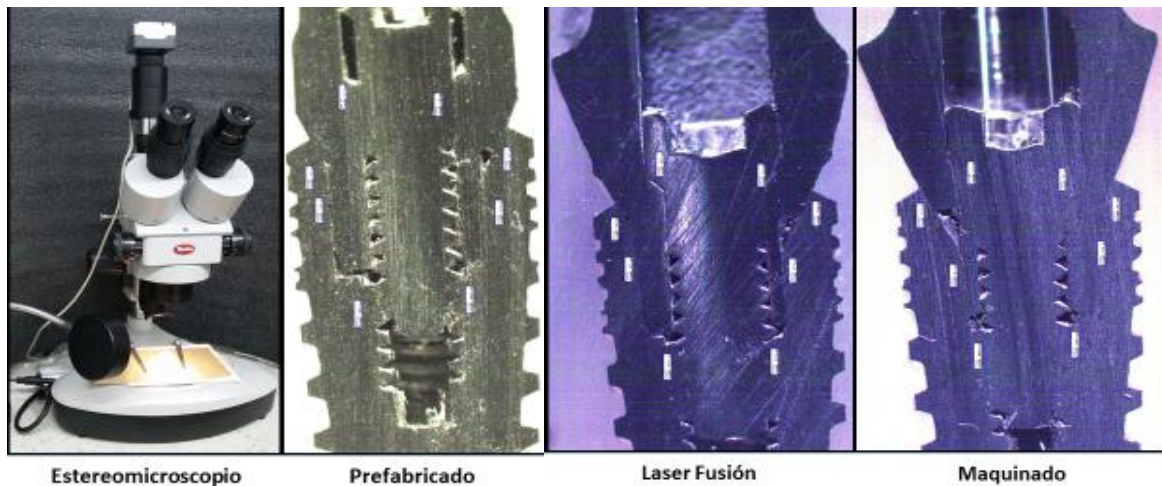


Fig. 5 Estereomicroscopio e imágenes de estereomicroscopia electrónica

RESULTADOS

Para la discrepancia general de los puntos de medición A, B, C, D, E y F en los 3 sistemas de confección los rangos varían desde 6.1 μm hasta 124.9 μm . La discrepancia marginal para el grupo de prefabricados oscila desde 6.1 μm hasta 25 μm ; para el grupo del sistema láser fusión oscila desde 6.1 μm hasta 124.9 μm ; y para el grupo de sistema maquinado oscila entre 6.1 μm y 18.2 μm .

El análisis exploratorio de datos a través del gráfico de caja y bigotes, muestra para cada sistema de confección, la mediana, los cuartiles y los valores extremos en cada punto de medición. (Gráfico No. 1)

Gráfico No. 1 Análisis exploratorio de los resultados a través del gráfico de caja y bigotes

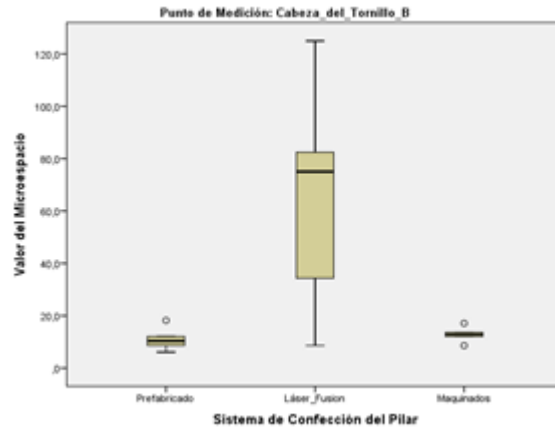


Punto A:

El sistema Prefabricado presentó menor interfase, mientras que en el sistema laser fusión se observaron mayores valores de microespacio.

En el sistema prefabricado vs. Laser fusión se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.002$)

En el sistema prefabricado vs. Maquinado no se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.09$).

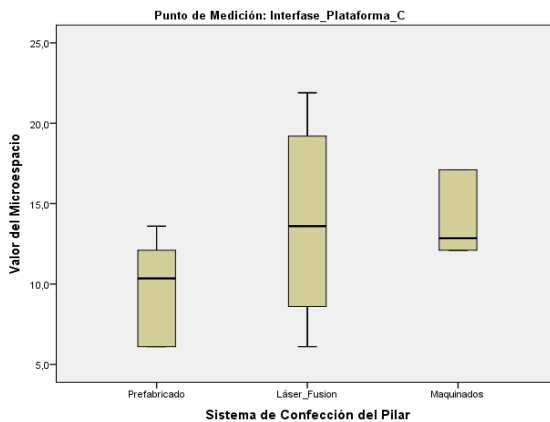


Punto B:

El sistema maquinado presentó menor interfase, mientras que en el sistema laser fusión se observaron mayores valores del microespacio.

En el sistema prefabricado vs. Laser fusión se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.013$).

En el sistema prefabricado vs. Maquinado no se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.155$).

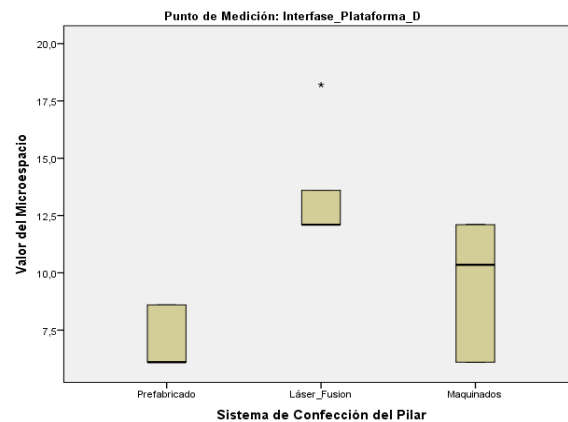


Punto C:

El sistema Prefabricado presentó menor interfase, mientras que en laser fusión se observaron mayores valores de microespacio.

En el sistema prefabricado vs. Laser fusión no se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.09$)

En el sistema prefabricado vs. Maquinado se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.0325$).



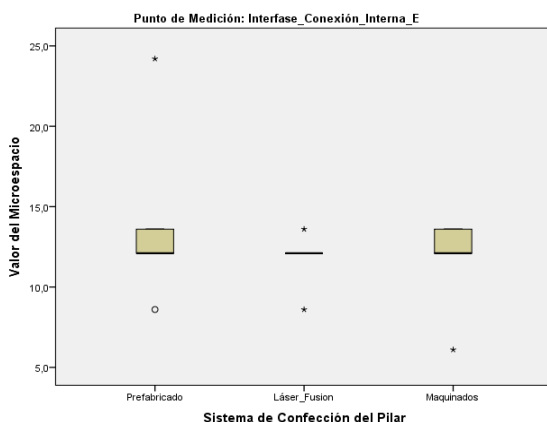
Punto D:

El sistema Prefabricado presentó menor interfase, mientras que en Laser Fusión se observaron mayores valores del microespacio.

En el sistema prefabricado vs. Laser fusión se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.001$).

En el sistema prefabricado vs. Maquinado no se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.09$).

Gráfico No. 1 Análisis exploratorio de los resultados a través del gráfico de caja y bigotes

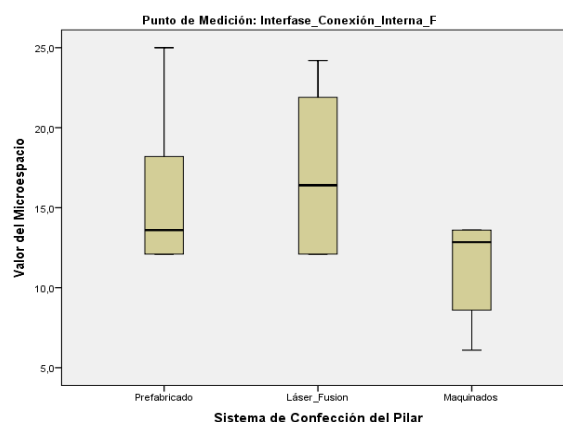


Punto E:

El sistema Láser Fusión presentó menor interfase, mientras que en el Maquinado se observaron mayores valores de microespacio.

En el sistema prefabricado vs. Láser fusión no se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.3495$).

En el sistema prefabricado vs. Maquinado no se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.409$).

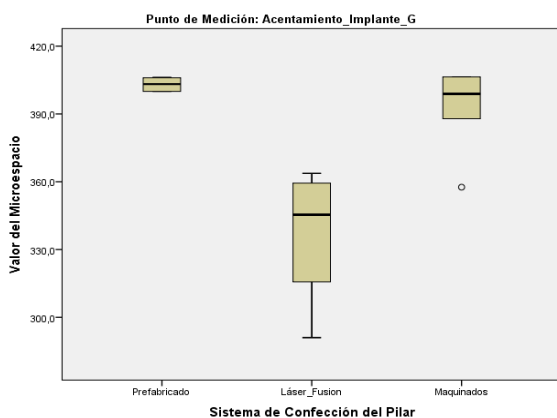


Punto F:

El sistema Maquinado presentó menor interfase, mientras que en Láser Fusión se observaron mayores valores del microespacio.

En el sistema prefabricado vs. Láser fusión no se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.409$).

En el sistema prefabricado vs. Maquinado no se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.120$).

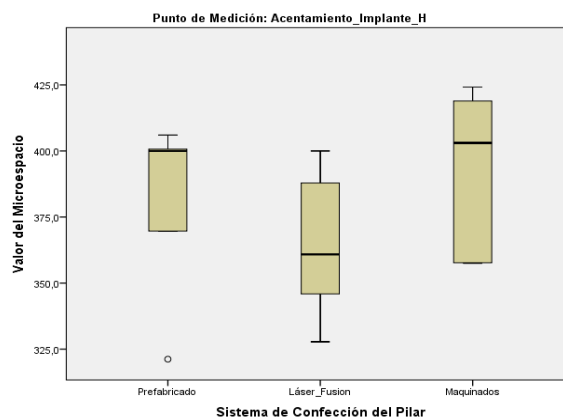


Punto G:

El sistema Láser Fusión presentó menor interfase, mientras que en el Maquinado se observaron mayores valores de microespacio.

En el sistema Prefabricado vs. Láser fusión se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.001$).

En el sistema prefabricado vs. Maquinado se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.03495$).



Punto H:

El sistema Prefabricado presentó menor interfase, mientras que en el Maquinado se observaron mayores valores del microespacio.

En el sistema prefabricado vs. Láser fusión no se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.09$).

En el sistema prefabricado vs. Maquinado no se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.09$).

DISCUSIÓN

Con el avance de la tecnología, se han dispuesto nuevas técnicas en la fabricación de pilares, como el sistema láser fusión.⁽⁹⁾ Este proceso de sinterizado se realiza tomando el metal en polvo (Cr-Co), que a través de incrementos es sometido a rayos de luz láser de forma repetitiva, creando una estructura capa por capa.⁽¹⁵⁾⁻⁽¹⁶⁾⁻⁽³⁴⁾⁻⁽³⁵⁾

Pompa G y col (2015), reportaron que procedimientos realizados con láser fusión proporcionan un método eficiente y rápido para el diseño digital y la fabricación de estructuras metálicas complejas.⁽³³⁾

Los autores reportaron que las muestras evidencian grandes variaciones de la brecha marginal, mientras que una superficie era exacta a unas pocas micras, había grandes microespacios en el lado contralateral. Esto puede atribuirse a pequeños desplazamientos de la estructura durante el proceso de laboratorio que ocasionan un ajuste incompleto de la subestructura, lo cual es concordante con el presente estudio en donde el sistema láser fusión presenta asimetrías, evidenciando microespacios de 47.3 μm , 52.1 μm y 84.2 μm para el lado izquierdo, y 68.6 μm , 124.9 μm y 8.6 μm para el derecho, en las muestras 3, 4 y 5 respectivamente.

Según Ribeiro J y col (2013), existe una relación entre el efecto de sedimentación (definido como la presencia de rugosidad en la superficie de los componentes, al ser sometidos a cargas cíclicas) y la pérdida de precarga del tornillo de retención, en donde reduciéndose esta fricción generada previamente por la compresión de la cabeza del tornillo contra la base del pilar, se conduce al aflojamiento del tornillo.⁽³¹⁾

Park y col (2014), reportaron que la flexión excesiva de la conexión pilar/implante y el efecto del asentamiento de las superficies interfaciales del tornillo son las causas más probables del aflojamiento del mismo, producida cuando el efecto total de asentamiento es mayor que la elongación elástica del tornillo de fijación.⁽¹⁹⁾

Se afirma que un incremento del microespacio entre la cabeza del tornillo de fijación y la superficie interna del pilar (puntos A y B) aumentaría el riesgo de aflojamiento del tornillo asociado a una mayor libertad rotacional del mismo. Según Alikahasi (2013), el límite aceptable de movimiento rotacional del pilar para sostener el tornillo de fijación es de 5°, de lo contrario requerirá más tensión para soportar el sistema.⁽⁵⁾⁻⁽³⁷⁾

Según Berejuk y col (2014), la interfase plataforma implante /pilar protésico, puede inducir a fuerzas de tracción, compresión y flexión, lo que da lugar a complicaciones mecánicas, como aflojamiento o fractura del tornillo de

fijación y este microespacio es colonizado por bacterias, consideradas como un factor responsable en la aparición de la pérdida ósea alrededor del implante. Varios estudios mostraron que la ausencia de microespacios están asociados a una menor pérdida de hueso marginal alrededor del implante.⁽¹²⁾⁻⁽¹⁶⁾⁻⁽¹⁷⁾⁻⁽²⁰⁾⁻⁽³⁰⁾

Lalithamma y col (2013) enunciaron en su investigación, que un ajuste absolutamente preciso pilar/implante evita concentraciones de fuerzas alrededor del implante y un ajuste con una interfase entre 6 y 10 μm puede conducir a aflojamiento del tornillo. Sin embargo, debe existir un rango de tolerancia, para permitir la entrada del pilar en la conexión interna del implante, por lo tanto el acoplamiento del pilar tendrá diferentes dimensiones; lo cual se observó en los resultados de la presente investigación donde los pilares prefabricados fueron los que mostraron brechas menores a 13,6 a nivel de los puntos C y D.⁽²⁾

Coelho y col (2007) realizaron un estudio en 6 implantes Conexão realizando Micrografías a lo largo de las secciones de implantes (1000 x) mostrando una zona de acoplamiento de aproximadamente 300 micras, posteriormente el mismo autor realizó un estudio en 2008 con 5 implantes con sus respectivos pilares y una modificación de hexágono interno utilizando azul de toluidina como un marcador, donde se concluyó que a pesar de un torque controlado no pudo mantenerse el selle entre el cuerpo del implante y el pilar en los tres sistemas.⁽⁷⁾ Los resultados son coincidentes con el presente estudio observándose en el sistema láser fusión un incremento de las brechas debido a irregularidades en la superficie al momento de la confección.

La presencia de una brecha en regiones en las que el implante y el pilar deben estar teóricamente en contacto, arriesga el éxito de la terapia de implantes a corto y largo plazo debido a sobrecarga mecánica.⁽⁷⁾⁻⁽⁸⁾

Por su parte, Fernández y col (2014) realizaron un estudio en 9 conexiones pilar/implante del sistema Avinent con pilares elaborados a través de 3 procesos distintos de confección (maquinados, colados y sistema láser fusión) a través de un interferómetro con el objetivo de medir la micro rugosidad de las superficies y los componentes de los implantes; resultando en irregularidades en la superficie, lo cual generó 23 μm de interfase para el sistema maquinado y 115 μm para el sistema láser fusión.⁽¹⁵⁾ Estos resultados son comparables con los de la presente investigación para los puntos C y D (13.8 ± 6.02 y 13.4 ± 2.4) evidenciando presencia de asimetría tanto en el implante como en el pilar del lado derecho con respecto al izquierdo; lo cual podría estar asociado a errores en el protocolo de estandarización durante la fabricación de pilares e implantes, o a errores durante el proceso de corte de los especímenes, o en respuesta al margen de error que podría tener el proceso de estereomicroscopia a 20 x de magnificación⁽⁹⁾ en donde otros autores también han determinado diferentes valores de microespacio dependiendo del sistema de confección.

Farronato y col (2014), evaluaron la adaptación marginal a nivel de la conexión interna pilar/implante comparando el rendimiento de dos tipos de materiales (Titanio Grado 4 y aleación de Cromo-Cobalto), concluyendo que el diseño de la conexión interna es un factor importante en comparación con el material de fabricación de los pilares.⁽³²⁾ Estos resultados son coincidentes con la presente investigación debido a que no se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas entre los sistemas a pesar de su fabricación (Cromo-Cobalto: sistema láser fusión y Titanio: sistema maquinado), demostrando que el material de confección no es un factor influyente para los puntos de medición E y F, y que la conexión interna implante/pilar arrojó un rango en micras que oscila entre 6,1 y 25 μm , siendo para la mayoría de muestras un promedio de 12 μm , lo cual es un valor de tolerancia cercano al expresado por diversos autores como el rango mínimo aceptable.

Los valores mencionados anteriormente para los puntos A, B, G y H, no pudieron ser comparables con otros estudios debido a que no se encontraron investigaciones comparativas encaminadas a la zona en mención, pues los estudios publicados hasta el momento están orientados a medir el desajuste horizontal y vertical pero solo a nivel de la plataforma del implante.

Los valores encontrados en la presente investigación evidenciaron diferencias estadísticamente significativas en la cabeza del tornillo con respecto a la superficie interna del pilar en 3 de 6 muestras estudiadas. Se recomienda realizar futuras investigaciones, observando detalladamente los puntos mencionados, analizando si existe relación entre las fallas biomecánicas y las interfases evidenciadas tanto a nivel de la cabeza del tornillo como en el asentamiento pilar/ implante.

Se sugiere la realización de un estudio comparativo entre diferentes sistemas de confección para evidenciar si los valores reportados en el presente estudio son semejantes a otros diseños propuestos en el mercado y si la presencia de esas interfases en los puntos G y H pueden correlacionarse a una falta de asentamiento del tornillo de fijación, ya que al ser la conexión pilar implante considerada como un solo complejo, es de esperarse que una alteración en alguno de los puntos propuestos incide en la presencia de alteraciones en otro.

CONCLUSIONES

Según los resultados del presente estudio se pudo concluir que:

- El método de fabricación es un factor que influye en la presencia de micro- rugosidades interfiriendo en el acople pilar/implante, aumentando el tamaño de la interfase.

- El sistema prefabricado presentó menor interfase a nivel de la cabeza del tornillo, plataforma y conexión interna en comparación con los sistemas maquinada y laser fusión.
- El sistema laser fusión presentó mayor interfase en los puntos de medición, cabeza del tornillo, plataforma y conexión interna pero menor interfase a nivel del asentamiento pilar/implante.
- Para la interfase cabeza de tornillo/pilar protésico y plataforma implante/pilar protésico, se evidencia una menor discrepancia en el Sistema Prefabricado en comparación con el Sinterizado Láser Fusión, demostrando mayor margen de error para este último, debido al tipo de material y método de confección.
- En el sistema Maquinado y prefabricado en la interfase cabeza de tornillo/pilar protésico se observaron microespacios similares, lo que concluye que en el sistema maquinado el tipo de material (Titanio) no influye en el tamaño de la brecha en comparación con el cromo-cobalto del sistema láser fusión.
- Para la Interfase conexión interna implante/Pilar protésico se observaron microespacios similares, debido a que los 3 sistemas fueron sometidos a un proceso de maquinado posterior a su fabricación.
- Con respecto al asentamiento del pilar protésico dentro del implante, se observó menor microespacio en el sistema prefabricado en comparación con el sistema sinterizado por láser fusión, atribuido a un margen de error durante el proceso CAD/CAM, generando alteración en la longitud de la conexión interna del pilar.
- Se recomienda mediante un estudio dinámico realizar un análisis a nivel de los puntos de medición A, B, G y H, debido a que estos no han sido considerados anteriormente y pueden estar asociados a fallas biomecánicas.
- Se sugiere la realización de un estudio bajo carga cíclica, para conocer el orden en el cual se podrían presentar las fallas en los puntos de medición propuestos en el presente estudio.

AGRADECIMIENTOS

A Phibo® por proporcionar la totalidad de las muestras.

BIBLIOGRAFÍA

1. Ronald E. Sistematic review of the survival rate and the incidence of biological, thecnical and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. Clinical oral implant research, Vol. 23, 2-21, oct 2012
2. Lalithamma J. A Comparative Study on Microgap of Premade Abutments and Abutments Cast in Base Metal Alloys. Journal of Orai impiantology Vol. XL/No. Three/2014
3. Abduo J. Implications of Implant Framework Misfit: A Systematic Review of Biomechanical Sequelae. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, Volume 29, Number 3, 2014
4. Brakel R. Early bacterial colonization and soft tissue health around zirconia and titanium abutments: an in vivo study in man. Clin. Oral Impl. Res. 22, 2011; 571–577.
5. Sahabi M. Biomechanical Effects of Switching in Two Different Implant Systems: A Three Dimensional Finite Element Analysis. 2013; Vol. 10, No. 4
6. Nissan J. Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant supported partial restorations. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011 Sep Oct; 26(5):1102-7.
7. Coelho, M. Suzuki et al, Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface, journal of Oral Rehabilitation 2007.
8. Coelho, M . In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. Journal Of Oral Rehabilitation Diciembre 2008;35(12):917-924
9. Neves F, Elias G, da Silva-Neto J, de Medeiros Dantas L, da Mota A, Neto A. Comparison of implant-abutment interface misfits after casting and soldering procedures. The Journal Of Oral Implantology . April 2014;40 (2): 129-135.

10. Garine W. Measurement of the Rotational Misfit and Implant-Abutment Gap of All-Ceramic Abutments. *International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*. November 2007;22(6):928-938.
11. Papavassiliou H, Radiographical evaluation of the gap at the implant-abutment interface. *Journal Of Esthetic And Restorative Dentistry: Official Publication Of The American Academy Of Esthetic Dentistry* Agosto 2010;22(4):235-250.
12. Berejuk. Vertical microgap and passivity of fit of three-unit implant-supported frameworks fabricated using different techniques, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. Volume 29, Number 5, 2014
13. Alikhasi M. A Comparison of Precision of Fit, Rotational Freedom, and Torque Loss with Copy-Milled Zirconia and Prefabricated Titanium Abutments. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, Volume 28, Number 4, 2013.
14. Baldassarri M. Marginal Accuracy of Three Implant–Ceramic Abutment Configurations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27: 537–543.
15. Fernández M. et al, Analysis of the misfit of dental implant-supported prostheses made with three manufacturing processes. *J Prosthet Dent* 2014;111:116-123
16. Boynueğri A. Effect of different localizations of microgap on clinical parameters and inflammatory cytokines in peri-implant crevicular fluid: a prospective comparative study. *Clin Oral Investig*. 2012 Apr;16(2):353-61
17. Berberi A. In Vitro Evaluation of Leakage at Implant-Abutment Connection of Three Implant Systems Having the Same Prosthetic Interface Using Rhodamine B. 2014 *International Journal of Dentistry*. 1-7
18. Karl M. Parameters determining micromotion at the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014; 29(6):1338-47.
19. Park J. A comparative study of gold UCLA-type and CAD/CAM titanium implant abutments. *J Adv Prosthodont*. 2014; 6(1): 46–52.
20. Tirado A. Biomechanical study of prosthetic interfaces: A literature Review. *Dental Press Implantol*. 2013; 7(4):90-7
21. Calcaterra, R. Effects of Repeated Screw Tightening on Implant Abutment Interfaces in Terms of Bacterial and Yeast Leakage in Vitro: One-Time

Abutment Versus the Multiscrewing Technique. The International Journal Of Periodontics & Restorative Dentistry, 2016;36(2), 275-280.

22. Woo H. Axial Displacement of External and Internal Implant-Abutment Connection Evaluated by Linear Mixed Model Analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2015;30:1387-1399.
23. Hsu Y. Biomechanical Implant Treatment Complications: A Systematic Review of Clinical Studies of Implants with at Least 1 Year of Functional Loading. Int J Oral Maxillofac Implants 2012;27:894–904.
24. Wittneben J. Complication and Failure Rates with Implant-Supported Fixed Dental Prostheses and Single Crowns: A 10-Year Retrospective Study. Clinical Implant Dentistry and Related Research, Volume *, Number *, 2013. 1-9.
25. Borie E. the influence of the connection, length and diameter of an implant on bone biomechanics. acta odontologica scandinavica, julio 2015, Vol. 73, p 321-329.
26. Heitz-M. Consensus Statements and Clinical Recommendations for Prevention and Management of Biologic and Technical Implant Complications. 2014; 29: 345-350.
27. Karunagaran S. A review of implants abutments- abutment classification to aid prosthetic selection. Journal of the Tennessee Dental Association. 2013:18-24
28. Nejer H. The Effects of Two Torque Values on the Screw Preload of Implant-Supported Prostheses with Passive Fit or Misfit. Int J Oral Maxillofac Implants 2014;29: 1058–1063.
29. Osuna J. Prevalence of complications after the oral rehabilitation with implant-supported hybrid prostheses. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2012; 17: 116–e121.
30. Sahin C. Correlation between microleakage and screw loosening at implant-abutment connection. The Journal of Advanced Prosthodontics. 2014;6:35-8.
31. Ribeiro J. The Role of Implant/Abutment System on Torque Maintenance of Retention Screws and Vertical Misfit of Implant-Supported Crowns Before and After Mechanical Cycling. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, Volume 28, Number 2, 2013

32. Farronato D. Effects of different abutment material and surgical insertion torque on the marginal adaptation of an internal conical interface: An in vitro study. *Journal of prosthodontic research*, 2014.
33. Pompa G. Comparison of Conventional Methods and Laser-Assisted Rapid Prototyping for Manufacturing Fixed Dental Prostheses: An In Vitro Study *BioMed Research International*, 2015. 1-7
34. Barbi F. Comparative analysis of different joining techniques to improve the passive fit of cobalt chromium superstructures. *J Prosthet Dent* 2012; 108:377-85.
35. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:149-60.
36. De Torres E. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *J Dent* 2007;35:800-5