

DOI: 10.29166/odontologia.vol22.n1.2020-21-35

URL: <http://revistadigital.uce.edu.ec/index.php/odontologia/article/view/2118>

PÁG: 21-35

EDICIÓN: Volumen 22, numero 1 (2020), Ecuador

EDITORIAL: Revista Odontología, Facultad de Odontología,
Universidad Central del Ecuador

ISSN: (on-line) 1390-7468 - (electronico) 1390-9967



ODONTOLOGÍA

ARTÍCULO CIENTÍFICO

Adaptación de pilares rectos sobre implantes con conexión hexagonal interna y externa por microscopía electrónica de barrido

Adaptation of straight pillars on implants with internal and external hexagonal connection by scanning electronic microscopy

Adaptação de pilares retos em implantes com conexão hexagonal interna e externa por microscopia eletrônica de varredura

José Paul Cerda Altamirano¹; Kleber Vallejo²

RECIBIDO: 12/09/2019 **ACEPTADO:** 20/11/2019 **PUBLICADO:** 01/01/2020

1. Posgrado de Implantología Oral; profesor de pre y posgrado de la Facultad de Odontología, Universidad Central de Ecuador; Quito; Ecuador.
2. PhD en Ciencias Odontológicas; profesor de pre y posgrado de la Facultad de Odontología, Universidad Central del Ecuador; Quito, Ecuador; jpcerda@uce.edu.ec

CORRESPONDENCIA

Od. Esp. Paul Cerda Altamirano

Facultad de Odontología, Universidad Central del Ecuador. Av. América y Universitaria s/n. 5932231788 Quito, Ecuador.

jpcerda@uce.edu.ec

RESUMEN

En implantología oral, ha sido motivo de investigación y constante evolución la interfase implante-pilar, principalmente desde el punto de vista biomecánico y biológico. **Objetivo:** Valorar el espacio o “gap” en la interfase implante-pilar en implantes de conexión hexagonal interna y externa por medio de microscopía electrónica de barrido (MEB). **Materiales y Métodos:** Estudio in vitro en 24 implantes (Bionnovation®) divididos en dos grupos (n=12): conexión hexagonal interna y externa. Para el experimento, se atornillaron pilares rectos con 30N de torque. A su vez 6 implantes por grupo se sometieron a 500.000 ciclos de carga dinámica; posteriormente, se evaluó por MEB el espacio de la interfase implante pilar en 3 puntos de todas las muestras, las medias de los resultados de cada espécimen se respaldaron en tablas de Excel y se analizaron en el programa BioEstat 5.3. **Resultados:** Mediante test T para muestras independientes, con una significancia del 95%, se encontró una diferencia muy significativa luego de la aplicación de la carga dinámica en los implantes de hexágono externo (p= 0,0002). En los implantes de hexágono interno también existió diferencia estadística (p= 0,03). Entre los implantes de hexágono externo e interno existieron diferencias muy significativas en la precisión del ajuste en la interfase implante pilar antes y después de la aplicación de las cargas dinámicas (p= <0,0001 y p= 0.0003 respectivamente). **Conclusiones:** Las cargas dinámicas aumentaron significativamente la discrepancia en la conexión implante-pilar de los implantes de hexágono externo e interno (p= < 0,05); adicionalmente, la distancia del “gap” fue mayor para los implantes de hexágono externo en contraste con los implantes de hexágono interno antes y después de la carga dinámica, siendo muy significativo (p= < 0,0003).

Palabras clave: Implantes dentales; diseño de implante dental-pilar; ajuste de prótesis; prótesis e implantes; filtración dental.

ABSTRACT

In oral implantology, the implant-pillar interface has been a subject of research and constant evolution, mainly from the biomechanical and biological point of view. **Objective:** To assess the gap in the implant-abutment interface in internal and external hexagonal connection implants by means of scanning electron microscopy (SEM). **Materials and Methods:** In vitro study in 24 implants (Bionnovation®) divided into two groups (n = 12): internal and external hexagonal connection. For the experiment, straight pillars with 30N of torque were screwed. In turn, 6 implants per group underwent 500,000 cycles of dynamic loading; Subsequently, the space of the pillar implant interface at 3 points of all samples was evaluated by MEB, the means of the results of each specimen were supported in Excel tables and analyzed in the BioEstat 5.3 program. **Results:** Using a T test for independent samples, with a significance of 95%, a very significant difference was found after the application of the dynamic load in the external hexagon implants (p = 0,0002). In the internal hexagon implants there was also a statistical difference (p = 0,03). Between the external and internal hexagon implants there were very significant differences in the accuracy of the adjustment in the abutment implant interface before and after the application of the dynamic loads (p = <0,0001 and p = 0,0003 respectively). **Conclusions:** Dynamic loads significantly increased the discrepancy in the implant-abutment connection of the external and internal hexagon implants (p = <0,05); additionally, the gap distance was greater for external hexagon implants in contrast to Internal Hexagon implants before and after dynamic loading, being very significant (p = <0,0003).

Keywords: Dental implants; dental implant - abutment design; prosthesis fitting; prostheses and implants; dental leakage.

RESUMO

Na implantologia oral, a interface implante-pilar tem sido objeto de pesquisa e evolução constante, principalmente do ponto de vista biomecânico e biológico. **Objetivo:** Avaliar o espaço ou “gap” na interface implante-pilar em implantes de conexão hexagonal interna e externa por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV). **Materiais e Métodos:** Estudo in vitro em 24 implantes (Bionnovation®) divididos em dois grupos (n = 12): conexão hexagonal interna e externa. Para o experimento, pilares retos com 30N de torque foram parafusados. Por sua vez, 6 implantes por grupo passaram por 500.000 ciclos de carregamento dinâmico; posteriormente, o espaço da interface do implante de pilar em 3 pontos de todas as amostras foi avaliado pelo MEV, as médias dos resultados de cada amostra foram suportadas em tabelas Excel e analisadas no programa BioEstat 5.3. **Resultados:** Usando um teste T para amostras independentes, com significância de 95%, foi encontrada uma diferença muito significativa após a aplicação da carga dinâmica nos implantes hexagonais externos (p = 0,0002). Nos implantes hexagonais internos também houve diferença estatística (p = 0,03). Entre os implantes hexágono externo e interno, houve diferenças muito significativas na precisão do ajuste na interface do implante de pilar antes e após a aplicação das cargas dinâmicas (p = <0,0001 e p = 0,0003, respectivamente). **Conclusões:** As cargas dinâmicas aumentaram significativamente a discrepância na conexão implante-pilar dos implantes hexágono externo e interno (p = <0,05); além disso, a distância do gap foi maior para os implantes hexagonais externos, em contraste com os implantes de hexágono interno antes e após o carregamento dinâmico, sendo muito significativa (p = <0,0003).

Palavras-chave: Implantes Dentários; Conexão Implante Dentário-pivô; Ajuste de Prótese; Próteses e Implantes; Filtração Dentária.



Introducción

La evolución constante de implantes y componentes protésicos ha permitido mejorar sus características biológicas y mecánicas. Sin embargo, sigue siendo un gran desafío ofrecer un tratamiento de rehabilitación protésica que sea duradero y que permita al mismo tiempo el mantenimiento de las estructuras circundantes como el hueso y la mucosa; entre los factores que influyen sobre este equilibrio, uno de los principales es el tipo de interfaz protésica¹.

Desde la introducción de los implantes dentales y sus respectivos aditamentos protésicos, su conexión ha sido motivo de investigación y desarrollo constante, conocida como interfase implante-pilar comprende la base del pilar y plataforma del implante. Esta interfase ha tenido gran relevancia de estudio ya que pueden existir condiciones adversas tanto biomecánicas como biológicas que generan complicaciones. Entre las complicaciones biológicas se presenta la acumulación bacteriana, la cual consigue afectar los tejidos periimplantares, que a su vez puede generar una pérdida ósea y probablemente llevar al fracaso del implante¹. Una pobre precisión de ajuste de la conexión implante-pilar y la calidad en los materiales que conforman estas superestructuras han sido atribuidos como las causas más importantes del desajuste marginal²⁻⁴.

Los primeros implantes se desarrollaron superponiendo el pilar sobre una interfaz hexagonal externa, sin embargo, se han descrito complicaciones clínicas que provocaron el aflojamiento y/o rotura de los tornillos, fracturas de implantes y componentes protésicos. Para reducir estas fallas, se desarrollaron conexiones mecánicas con ajuste interno (hexagonales, triangulares, octogonales o cónicas). Con el advenimiento y las diversas opciones de interfaces protésicas disponibles para la planificación de la rehabilitación, se requiere un mayor conocimiento sobre sus características biomecánicas y su longevidad⁷.

Introduction

The constant evolution of implants and prosthetic components has improved their biological and mechanical characteristics. However, it is still a great challenge to offer a prosthetic rehabilitation treatment that is durable and at the same time allows the maintenance of surrounding structures such as bone and mucosa; among the factors that influence this balance, one of the main factors is the type of prosthetic interface¹.

Since the introduction of dental implants and their respective prosthetic attachments, their connection has been a reason for constant research and development, known as the implant-abutment interface comprising the base of the abutment and implant platform. This interface has had great relevance of study since there may be both biomechanical and biological adverse conditions that generate complications, among the biological complications there is bacterial accumulation, which manages to affect the peri-implant tissues, which in turn can generate bone loss and probably lead to implant failure¹. Poor adjustment accuracy of the implant-abutment connection and the quality of the materials that make up these superstructures have been attributed as the most important causes of marginal mismatch²⁻⁴.

The first implants were developed by superimposing the abutment on an external hexagonal interface, however, clinical complications have been described that caused the loosening and / or breakage of the screws, implant fractures and prosthetic components. To reduce these faults, mechanical connections with internal adjustment (hexagonal, triangular, octagonal or conical) were developed. With the advent and the various options of prosthetic interfaces available for rehabilitation planning, greater knowledge about their biomechanical characteristics and longevity is required⁷.





Uno de los principales desafíos para el clínico-implantólogo es elegir un sistema cuya conexión implante-prótesis sea la más adecuada para el plan de tratamiento, teniendo en cuenta las características biomecánicas del sistema de implante dental, su experiencia, preferencia personal y costos finales para el paciente. Para aportar al conocimiento sobre la interfase implante-pilar, se comparó el tamaño del “gap” por medio de microscopía electrónica de barrido entre las conexiones hexagonales interna y externa con pilares rectos prefabricados sin carga y sometidos a carga dinámicas.

Materiales y métodos

Estudio in vitro aprobado por el Sub Comité de Ética e Investigación de la Universidad Central. Sobre 24 implantes Bionnovation® (SP, Brasil) de conexión interna (Ø 3,5 mm) y externa (Ø 3,75 mm) se montaron pilares protéticos rectos con un torque de ajuste de 30 N/cm. Se conformaron dos grupos (n=12), con implantes de hexágono interno y hexágono externo. Cada grupo se subdividió en 6 implantes con carga dinámica (grupo experimental) y 6 implantes sin carga (grupo control). Para aplicar la carga se utilizó una fuerza de 120 N a 2 Hz por 500.000 ciclos que equivalen a ocho meses de función masticatoria humana⁵.

Un microscopio electrónico de barrido (TESCAN® MIRA 3, PA. USA) fue utilizado para observar la distancia o gap en la interfase implante pilar en tres puntos diferentes de la plataforma (mesial, medial y distal), que se codificaron con las siglas (Gap1,2,3). El estudio fue realizado de la siguiente manera:

1. Colocación de los implantes y fijación de los pilares rectos

Para el experimento, se confeccionaron 24 probetas de acrílico que recibieron 24 implantes Bionnovation® (SP, Brasil), se colo-

One of the main challenges for the clinician-implantologist is to choose a system whose implant-prosthesis connection is the most appropriate for the treatment plan, taking into account the biomechanical characteristics of the dental implant system, its experience, personal preference and final costs for the patient. To contribute to the knowledge about the implant-abutment interface, the size of the gap was compared by means of scanning electron microscopy between the internal and external hexagonal connections with straight prefabricated pillars without load and under dynamic load.

Materials and methods

In vitro study approved by the Sub Committee of Ethics and Research of the Central University. On 24 Bionnovation® (SP, Brazil) implants with internal connection (Ø 3.5 mm) and external connection (Ø 3.75 mm), straight prosthetic abutments with an adjustment torque of 30 N / cm were mounted. Two groups were formed (n = 12), with Internal hexagon and external hexagon implants. Each group was subdivided into 6 implants with dynamic loading (experimental group) and 6 implants without loading (control group). To apply the load, a force of 120 N at 2 Hz was used for 500,000 cycles equivalent to eight months of human masticatory function⁵.

A scanning electron microscope (TESCAN® MIRA 3, PA. USA) was used to observe the distance or gap at the abutment implant interface at three different points of the platform (mesial, medial and distal), which were coded with the acronym (Gap1,2,3). The study was conducted as follows:

1. Implant placement and straight pillar fixation

For the experiment, 24 acrylic test tubes were made that received 24 Bionnovation® implants (SP, Brazil), placed at 90 ° with res-



caron a 90° con respecto a la base (figura 1A), se codificaron según al grupo que pertenecían (HE o HI). Todos los pilares prefabricados rectos de la misma casa de implantes (Bionnovation®) se atornillaron estandarizadamente y de forma electromecánica con el motor de implantes Surgic pro® NSK (Japón) a 30 N/cm fuerza (Figura 1B y 1C), tanto para implantes de hexágono externo Classic Bionnovation® como para hexágono interno HI Bionnovation® (SP, Brasil)

pect to the base (figure 1A), coded according to the group they belonged (HE or HI). All straight prefabricated abutments of the same implant house (Bionnovation®) were bolted standardized and electromechanically with the Surgic pro® NSK implant motor (Japan) at 30 N / cm force (Figure 1B and 1C), both for implants Classic Bionnovation® external hexagon as for HI Bionnovation® internal hexagon (SP, Brazil).

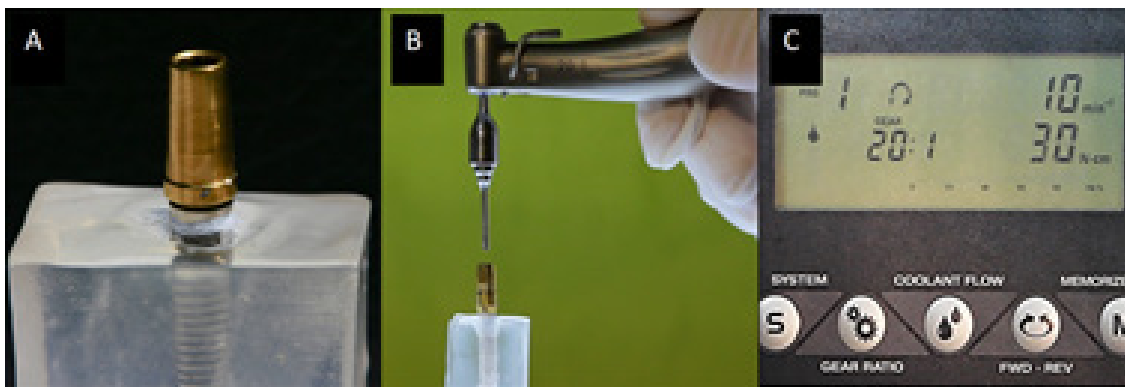


Figura 1. Elaboración de probetas experimentales(A); Fijación del tornillo a 30N/cm² (B); estandarización del torque con motor Surgic Pro® (NSK, Japón); Development of experimental test tubes (A); Screw fixation at 30N / cm² (B); Torque standardization with Surgic Pro® engine (NSK, Japan).

2. Implantes sometidos a carga dinámica

Aleatoriamente, seis probetas de cada grupo fueron colocadas en un receptáculo imantado para su fijación en la máquina de cargas dinámicas, de la Facultad de Ingeniería Mecánica de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE. Cada grupo de implantes (n = 6): 1A, hexágono externo y 2C, hexágono interno, previamente fijados en las probetas fueron sometidos a las cargas dinámicas (5) a 120 N, 2 Hz por 500.000 ciclos con un sistema electro neumático HERION LS 2000. La presión de trabajo, equivalente a 120 N, se reguló en la unidad FRL del HERION LS 2000 y que corresponde a 3,69 bar y 500.000 ciclos; que se utilizó para calibrar en el manómetro de la unidad. El control automático, para

2. Implants subjected to dynamic loading

Randomly, six test tubes from each group were placed in a magnetized receptacle for fixing in the dynamic load machine of the Faculty of Mechanical Engineering of the University of the Armed Forces - ESPE. Each group of implants (n = 6): 1A, external hexagon and 2C, internal hexagon, previously fixed in the test tubes were subjected to dynamic loads (5) at 120 N, 2 Hz for 500,000 cycles with an electro-pneumatic HERION LS system 2000. The working pressure, equivalent to 120 N, was regulated in the FRL unit of the HERION LS 2000 and corresponding to 3.69 bar and 500,000 cycles; which was used to calibrate on the gauge of the unit. The automatic control, for the



los 500.000 ciclos, con frecuencia de 2 Hz, (6) se estableció en el programa Arduino, gobernado por una CPU I 7, para que el sistema automáticamente se detenga una vez alcanzados los ciclos establecidos (figura 2). Las muestras fueron almacenadas en recipientes herméticos para evitar su contaminación, hasta la observación en microscopio electrónico de barrido.

500,000 cycles, with a frequency of 2 Hz, (6) was established in the Arduino program, governed by an I 7 CPU, so that the system automatically stops once the established cycles have been reached (figure 2). The samples were stored in airtight containers to avoid contamination, until observation by scanning electron microscope.

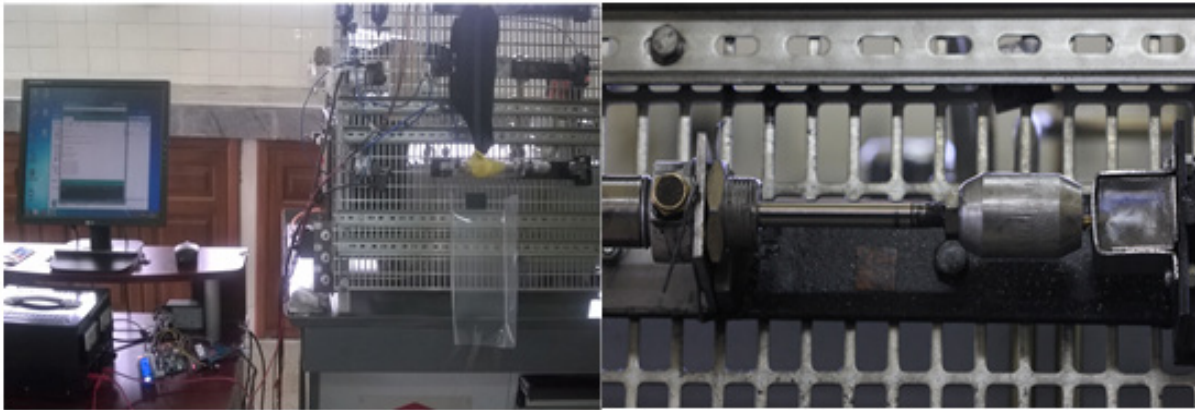


Figura 2. Muestras sometidas a cargas dinámicas por 500.000 ciclos; Samples subjected to dynamic loads for 500,000 cycles.

3. Microscopía electrónica de barrido (MEB)

Tanto en los grupos sometidos a carga como en el control, se midió el ajuste de la conexión en la interfase implante-pilar mediante microscopía electrónica de barrido (MEB), sin necesidad de seccionar el espécimen (figura 3A). Previamente, las 24 muestras fueron sumergidas en etanol al 99%, sometidas a ultrasonido por una hora y a presión con aire comprimido, para evitar impurezas. Una vez secas las muestras fueron montadas en los soportes para microscopía y recubiertas con cinta doble faz de carbono (Electron Microscopy Sciences, PA, USA), para luego ser introducidas directamente en el carrusel del microscopio electrónico de barrido TESCAN® MIRA 3 (PA, USA). Las muestras se observaron con un voltaje de 5 kV y con una distancia de trabajo (1.2 nm) aproximada de 30 mm (figura 3B)⁶.

Se observó que el asentamiento del pilar sobre la plataforma no es uniforme, por lo que se realizaron tres mediciones por implante (Figura 4 A y B).

3. Scanning electron microscopy (MEB)

In both the groups under load and in the control, the adjustment of the connection at the implant-abutment interface was measured by scanning electron microscopy (SEM), without the need to section the specimen (figure 3A). Previously, the 24 samples were immersed in 99% ethanol, subjected to ultrasound for one hour and under pressure with compressed air, to avoid impurities. Once the samples were dried, they were mounted on the microscopy stands and coated with double-face carbon tape (Electron Microscopy Sciences, PA, USA), and then introduced directly into the carousel of the scanning electron microscope TESCAN® MIRA 3 (PA, USES). The samples were observed with a voltage of 5 kV and with a working distance (1.2 nm) of approximately 30 mm (figure 3B)⁶.

It was observed that the settlement of the abutment on the platform is not uniform, so three measurements were made per implant (Figure 4 A and B).



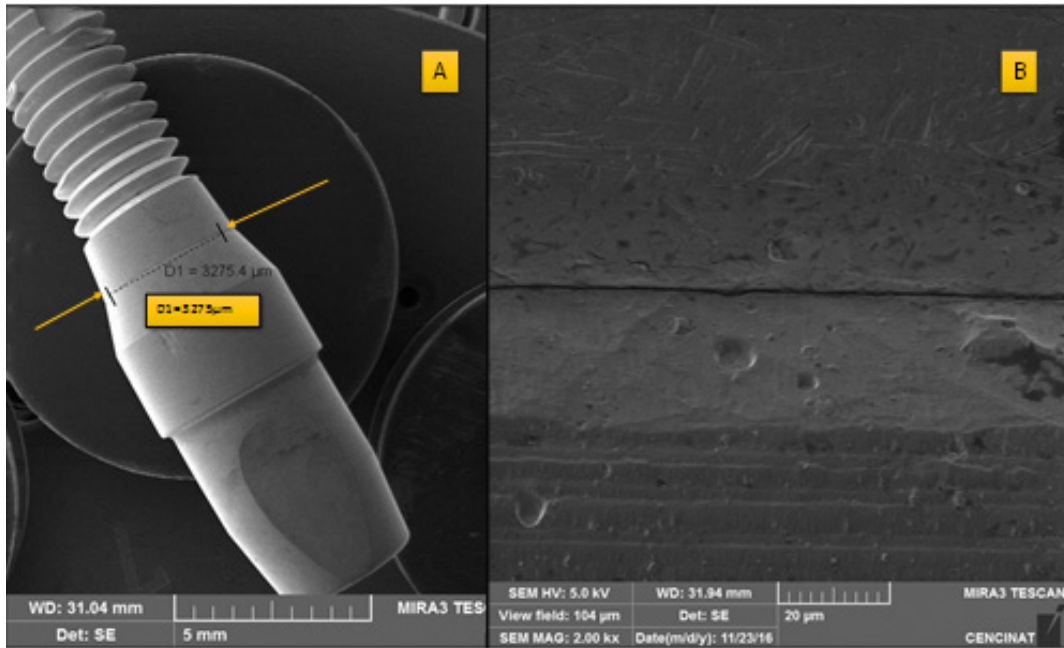


Figura 3. A: Montaje de muestra en MEB, área de escaneo. B: interfase implante pilar; A: Sample assembly in MEB, scanning area. B: abutment implant interface.

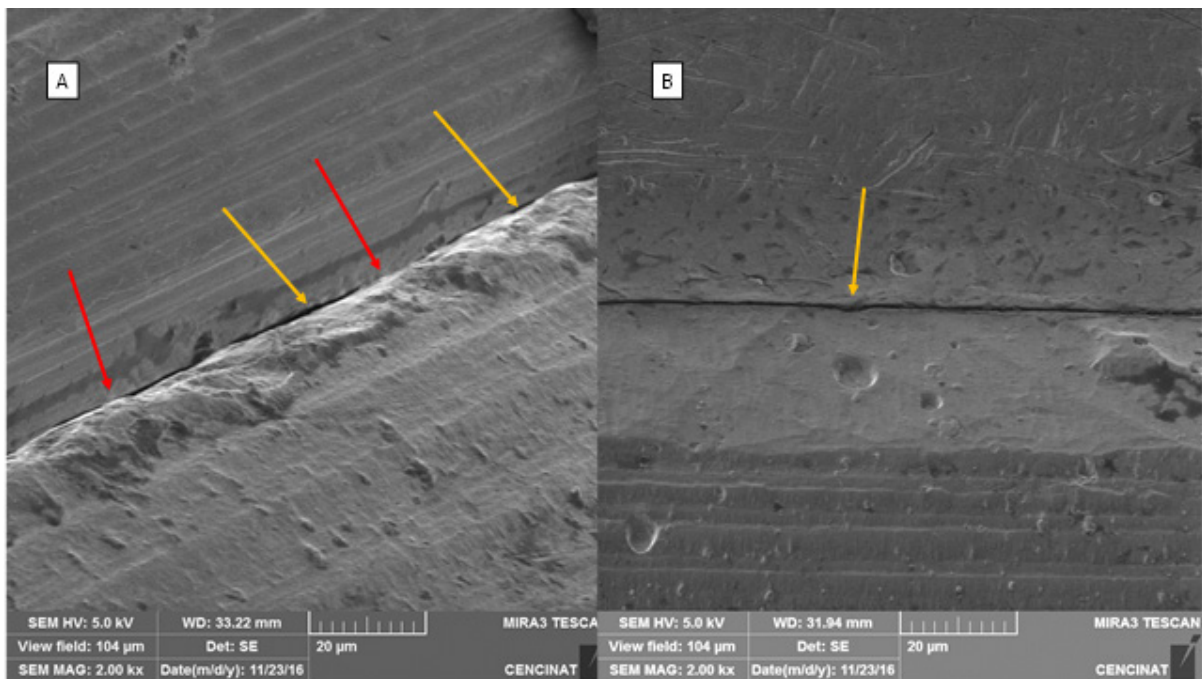


Figura 4. Asentamiento irregular del pilar, se observa discrepancia vertical y horizontal. En amarillo zonas de menor asentamiento (A y B), en rojo zonas de mayor asentamiento. Irregular settlement of the abutment, vertical and horizontal discrepancy is observed. In yellow areas of lower settlement (A and B), in red areas of higher settlement.

Definidas las micrografías (figura 5A), se realizaron las mediciones en μ (figura 5B). En cada muestra se realizaron tres mediciones y se anotó el promedio de cada una, los resultados de cada espécimen sometido a cargas dinámicas y los del grupo control se

Once the micrographs were defined (figure 5A), measurements were made in μ (figure 5B). In each sample three measurements were made and the average of each one was recorded, the results of each specimen subjected to dynamic loads and those of the



almacenaron en hojas de Excel y se sometieron al análisis estadístico descriptivo e inferencial.

control group were stored in Excel sheets and subjected to descriptive and inferential statistical analysis.

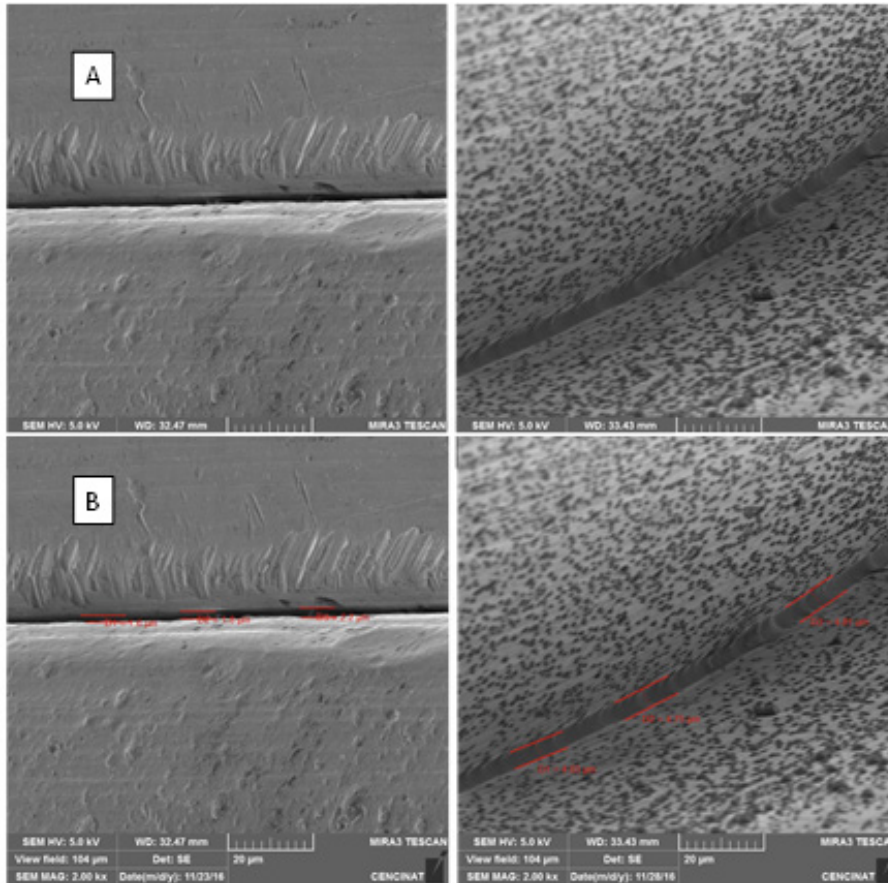


Figura 5. Micrografías de una sección de la interfase implante pilar (A). Mediciones en μ (B); Micrographs of a section of the abutment implant interface (A). Measurements in μ (B).

Se observó que en el grupo de hexágono externo existió una gran variación después de la carga dinámica (figura 5)

It was observed that there was a great variation in the external hexagon group after dynamic loading (figure 5)



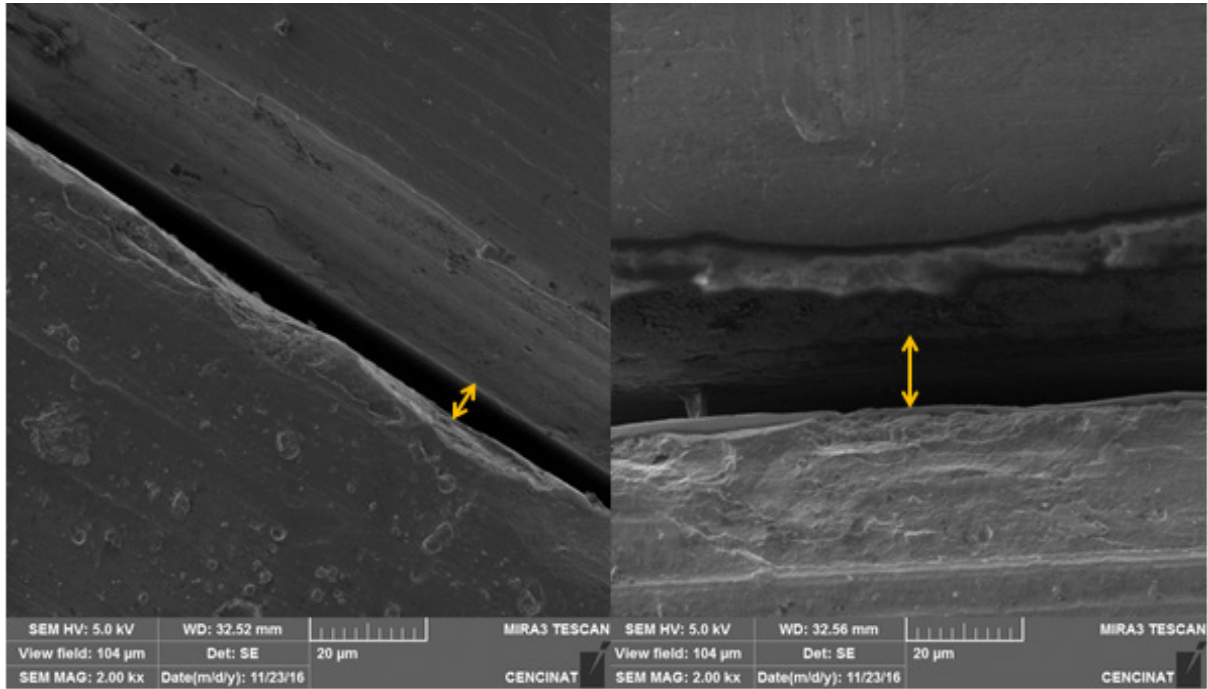


Figura 6. Mayor discrepancia de la interfase luego de la aplicación de cargas dinámicas; Greater discrepancy of the interface after the application of dynamic loads.

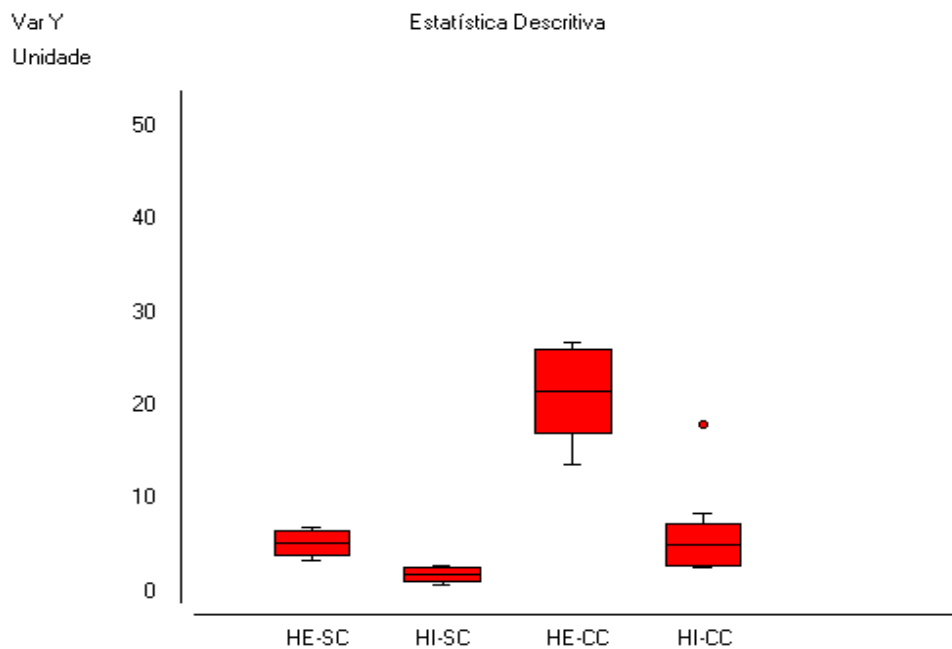


Figura 7. Se observa una marcada diferencia entre el grupo HE sometido a carga (HE-CC) contra los otros grupos. A marked difference is observed between the HE group under load (HE-CC) against the other groups.

Análisis estadístico

Los datos cuantitativos del gap se analizaron estadísticamente utilizando el software BioEstat 5.3® (Brasil). Se realizaron pruebas de Lilliefors para evaluar la diferencia con la curva normal. Como los datos atendieron a los requisitos, las estadísticas descriptivas se presentan como media \pm desviación estándar (cuadro 1).

Statistic analysis

The quantitative data of the gap were statistically analyzed using the BioEstat 5.3® software (Brazil). Lilliefors tests were performed to assess the difference with the normal curve. As the data met the requirements, descriptive statistics are presented as mean \pm standard deviation (table 1).

Cuadro 1. Medias y desviación estándar de cada grupo de estudio. Means and standard deviation of each study group.

Estadística Descriptiva; <i>Descriptive statistics</i>	HE-SC	HI-SC	HE-CC	HI-CC
n =	6	6	6	6
Media; <i>Mean</i>	5.237	1.872	21.553	7.178
Desviación estandar; <i>Standard deviation</i>	1.265	0.688	4.472	5.677

El análisis estadístico inferencial entre cada uno de los grupos se realizó mediante test T para muestras independientes, con una significancia estadística del 95%. En los implantes de hexágono externo se encontró una diferencia muy significativa en las medidas luego de la aplicación de la carga dinámica ($p = 0,0002$). En los implantes de hexágono interno también existió diferencia estadística, aunque no tan significativa como en los implantes de hexágono externo ($p = 0,03$). Entre los implantes de hexágono externo e interno existieron diferencias muy significativas en la precisión del ajuste en la interfase implante pilar antes y después de la aplicación de las cargas dinámicas ($p = <0,0001$ y $p = 0,0003$ respectivamente).

The inferential statistical analysis between each of the groups was performed using a T test for independent samples, with a statistical significance of 95%. In the external hexagon implants a very significant difference was found in the measurements after the application of the dynamic load ($p = 0,0002$). In the internal hexagon implants there was also a statistical difference, although not as significant as in the external hexagon implants ($p = 0,03$). Between the external and internal hexagon implants there were very significant differences in the accuracy of the adjustment in the abutment implant interface before and after the application of the dynamic loads ($p = <0,0001$ and $p = 0,0003$ respectively).



Cuadro 2. Comparación entre los grupos, valores inferiores a 0,05 se consideran estadísticamente significativos (HE: hexágono externo, HI: hexágono interno, SC: sin carga, CC: con carga). Comparison between groups, values below 0.05 are considered statistically significant (HE: external hexagon, HI: internal hexagon, SC: no load, CC: load).

t de Student	HE-SC	HE-CC
n =	6	6
Media =	5.2367	21.5533
p (unilateral) =	0.0002	---
t de Student	HI-SC	HI-CC
Media =	1.8717	7.1783
p (unilateral) =	0.036	---
t de Student	HE-SC	HI-SC
Media =	5.2367	1.8717
p (unilateral) =	< 0.0001	---
t de Student	HE-CC	HI-CC
Media =	21.5533	7.1783
p (unilateral) =	0.0003	---

Discusión

Según los resultados obtenidos en el presente estudio se determinó que la precisión del ajuste de la conexión externa entre la plataforma protética y la base del pilar se pierde en mayor grado que la conexión interna frente a las cargas dinámicas, lo cual se comprueba por una mayor discrepancia del gap. Pero, es relevante que tanto el hexágono externo como el interno tengan valores significativos luego del número de ciclos ya que correspondería apenas a 8 meses de uso.

En el grupo experimental de hexágono externo fue mayor el tamaño de la interfase implante pilar oscilando los valores por encima las 20 micras en comparación con el grupo del hexágono interno menores a 7 micras, estos resultados concuerdan con el desajuste del hexágono externo descrito por Santos en el 2013⁷, quien reportó que la longitud del hexágono externo puede influir en la resistencia y estabilidad del conector de interfase del implante. Por el contrario, para Gil y cols⁸, el hexágono externo de

Discussion

According to the results obtained in the present study, it was determined that the accuracy of the adjustment of the external connection between the prosthetic platform and the base of the abutment is lost to a greater degree than the internal connection against the dynamic loads, which is checked by a greater gap discrepancy. But, it is relevant that both the external and internal hexagons have significant values after the number of cycles since it would correspond only to 8 months of use.

In the experimental group of external hexagon, the size of the pillar implant interface was larger, the values oscillating above 20 microns compared to the group of the internal hexagon less than 7 microns, these results agree with the mismatch of the external hexagon described by Santos in 2013⁷, who reported that the length of the external hexagon can influence the strength and stability of the implant interface connector. On the contrary, for Gil et al⁸, the longer external hexagon demonstrated better resistance to





mayor longitud demostró una mejor resistencia al estrés mecánico y mejor estabilidad mecánica de implantes dentales.

El desajuste marginal vertical observado en la interfase implante- pilar presentó una marcada desviación, oscilando entre 2 y 20 micras; si la forma del pilar y el implante es circunferencial, pueden existir variaciones de espacio en el asentamiento general, lo que indica que no siempre mantiene una anchura uniforme desde la base del pilar⁹, como fue corroborado por Dias y cols. en el 2012.

Se ha determinado que la conexión interna puede presentar una mejor distribución de las fuerzas en comparación con las conexiones externas; como también en su resistencia a la flexión, por la capacidad de distribuir homogéneamente las fuerzas laterales^{10,11}. Aunque se puede ratificar este criterio con nuestra investigación, es importante considerar que existió un aumento estadísticamente significativo en el gap de los implantes de hexágono interno.

Existe controversia en la literatura sobre el rango de valores tolerables para la discrepancia marginal en el gap de la interfase estudiada¹², especialmente en estructuras de una pieza sobre múltiples implantes¹³. Binnon (1996), determinó que el rango de tolerancia en la discrepancia marginal en sentido vertical es hasta 66 micras. En contraste con la actual investigación in vitro se aceptaría que los resultados obtenidos estarían dentro de los rangos que determina el autor. Los grupos de experimentación y grupo control estuvieron en rangos no mayores a 25 micras. La evolución de la conexión debería establecer rangos menores actualmente.

Los estudios existentes que analizan el ajuste de la conexión implante-pilar son escasos, siendo los resultados muy heterogéneos, debido en parte, a que la metodología empleada difiere considerablemente de unos a otros¹⁰, dependiendo probablemente del tipo de conexión y la marca del implante.

mechanical stress and better mechanical stability of dental implants.

The vertical marginal mismatch observed in the implant-pillar interface showed a marked deviation, ranging from 2 to 20 microns; If the shape of the abutment and the implant is circumferential, there may be variations of space in the general settlement, which indicates that it does not always maintain a uniform width from the base of the abutment⁹, as corroborated by Dias et al. in 2012.

It has been determined that the internal connection may have a better distribution of forces compared to external connections; as well as in its resistance to bending, due to the ability to distribute lateral forces homogeneously^{10,11}. Although this criterion can be ratified with our research, it is important to consider that there was a statistically significant increase in the internal hexagon implant gap.

There is controversy in the literature about the range of tolerable values for the marginal discrepancy in the gap of the studied interface¹², especially in one-piece structures on multiple implants¹³. Binnon (1996), determined that the tolerance range in the marginal discrepancy vertically is up to 66 microns. In contrast to the current in vitro research, it would be accepted that the results obtained would be within the ranges determined by the author. The experimentation groups and control group were in ranges no greater than 25 microns. The evolution of the connection should establish lower ranges currently.

Existing studies analyzing the adjustment of the implant-abutment connection are scarce, the results being very heterogeneous, due in part to the fact that the methodology used differs considerably from one another¹⁰, probably depending on the type of connection and the brand of the implant.





La interfase implante-pilar es una zona susceptible a cambios dimensionales; características del material del pilar, el tipo de carga (axial o lateral), la fuerza con la que es sometida; pueden generar las diferencias en los resultados. El tipo de carga dinámica utilizada en la presente investigación tuvo los mismos parámetros con el estudio de Costa Alves, C y cols, 2016⁶ con 500.000 ciclos y 120 N fuerza a 2 Hz, que representan a 8 meses de función masticatoria como lo determina la norma ISO-2007¹⁵. Estudios clínicos in vitro han mostrado que un 30,7% a 49% de los tornillos de fijación se pierden en los implantes de conexión externa¹⁶ con valores iguales a la carga aplicada.

La evaluación del tamaño de la interfase, se realizó de acuerdo a Kano et al. en 2007¹⁷, quien realiza una clasificación de la desadaptación en la interfase implante-pilar y sugiere realizar la toma de las medidas en 8 localizaciones. Como una limitación en la presente investigación, no se pudo efectuar este número de mediciones, se realizaron 3 mediciones por implante y se obtuvo una media de cada muestra (GAP: mesial, medial y distal). Sin embargo, estudios sugieren que resultados confiables se obtienen cuando no se realizan varias mediciones a lo largo del margen, como menciona Groten y cols. en el año 2000¹⁸.

Por otro lado, uno de los inconvenientes de esta investigación fue que a pesar de que las fotografías fueron tomadas en el mismo momento, por el mismo operador y en el mismo microscopio, algunas de ellas no eran 100% claras y fue difícil evaluar el tamaño de la interfase. En algunos casos la diferencia de tamaño fue atípica, lo cual puede generar errores en el análisis de resultados, determinando una variación de los resultados, por la oscilación de los valores en función del ángulo de observación; Kano (2007), presentó los mismos inconvenientes¹⁷.

Existe una larga trascendencia e incomparable casuística en el tipo de conexión ex-

The implant-pillar interface is an area susceptible to dimensional changes; characteristics of the abutment material, the type of load (axial or lateral), the force with which it is subjected; They can generate differences in results. The type of dynamic load used in the present investigation had the same parameters with the study of Costa Alves, C et al, 2016⁶ with 500,000 cycles and 120 N force at 2 Hz, which represent 8 months of masticatory function as determines the ISO-2007 standard¹⁵. In vitro clinical studies have shown that 30,7% to 49% of fixation screws are lost in externally connected implants¹⁶, with values equal to the applied load.

The size of the interface was evaluated according to Kano et al. in 2007¹⁷, who makes a classification of the mismatch in the implant-pillar interface and suggests taking the measurements in 8 locations. As a limitation in the present investigation, this number of measurements could not be performed, 3 measurements were made per implant and an average of each sample was obtained (GAP: mesial, medial and distal). However, studies suggest that reliable results are obtained when several measurements are not taken along the margin, as mentioned by Groten et al. in the year 2000¹⁸.

On the other hand, one of the drawbacks of this investigation was that although the photographs were taken at the same time, by the same operator and in the same microscope, some of them were not 100% clear and it was difficult to assess the size of the interface. In some cases the difference in size was atypical, which can generate errors in the analysis of results, determining a variation of the results, by the oscillation of the values depending on the angle of observation; Kano (2007), presented the same drawbacks¹⁷.

There is a long and incomparable casuistic significance in the type of external connec-





terna versus las evolutivas conexiones internas. Este estudio, pretendió fortalecer y ratificar criterios con investigaciones serias que han contribuido a la vasta información, es evidente que en la rehabilitación de múltiples implantes donde la prótesis ha ferulizado todos los componentes, los resultados serán diferentes; tal vez sea la razón por la que aún se dispone comercialmente de implantes de hexágono externo.

En el tamaño de la interfase implante-pilar, encontramos diferencias en el tamaño de todas las muestras analizadas, además de ello, pudimos observar que, algunos de los pilares, presentaban desadaptación tanto vertical como horizontal al igual al estudio de Kano 2007¹⁷; nuevos estudios deberán establecer este hecho que es importante a la hora de realizar la medición de las interfases.

Conclusiones

Las cargas dinámicas aumentaron significativamente la discrepancia en la conexión implante-pilar tanto de los implantes de hexágono externo como interno ($p = < 0.05$) bajo las condiciones analizadas; adicionalmente, la distancia del "gap" fue mayor para los implantes de hexágono externo que con los implantes de hexágono Interno antes y después de la carga dinámica, siendo una diferencia muy significativa ($p = < 0.0003$).

Conflicto de interés

Los autores declaran no tener ningún conflicto de interés en la presentación y publicación del presente artículo.

Bibliografía

1. Jansen V, Conrads G, Richter E. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997; 12: p. 527-540.
2. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments.. *J Prosthet Dent*. 1998; 80: p. 184-192..
3. Al-Turki L, Chai J, Lautenschlager E, Hutten M. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J*

tion versus the evolutionary internal connections. This study, tried to strengthen and ratify criteria with serious investigations that have contributed to the sufficient information, it is evident that in the rehabilitation of multiple implants where the prosthesis has splinted all the components, the results will be different; this is perhaps the reason why external hexagon implants are still commercially available.

In the size of the implant-abutment interface, we found differences in the size of all the samples analyzed, in addition to this, we could observe that, some of the pillars, presented both vertical and horizontal mismatch as well as the study of Kano 2007¹⁷; New studies should establish this fact, which is important when measuring the interfaces.

Conclusions

Dynamic loads significantly increased the discrepancy in the implant-abutment connection of both external and internal hexagon implants ($p = < 0.05$) under the conditions analyzed; Additionally, the gap distance was greater for external hexagon implants than with Internal hexagon implants before and after dynamic loading, being a very significant difference ($p = < 0.0003$).

Interest conflict

The authors declare that they have no conflict of interest in the presentation and publication of this article.

- Prosthodont. 2002; 25: p. 38-42..
4. Pérez Jiménez C. Evaluación in vitro de la precisión de ajuste de pilares sobre implantes con conexión hexagonal interna y externa. In Trabajo de investigación Máster en Ciencias Odontológicas. MADRID: Facultad de Odontología Universidad Complutense de Madrid ; 2013.
5. Cibirka RM NSLBRF. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent*. (2001) ; 85(3):268-275.
6. Costa Alves D, Perri de Carvalho P, Elias C, Ve-





- dovatto E, Ferreira Martinez E. In vitro analysis of the microbiological sealing of tapered implants after mechanical cycling. Clin Oral Invest. 2016.
7. Santos A. Biomechanical study of prosthetic interfaces: A literature review.. Dental Press Implantol. 2013 Oct-Dec;7(4):90-7. .
 8. Gil F, Aparicio C, Manero J, Padros A. Influence of the height of the external hexagon and surface treatment on fatigue life of commercially pure titanium dental implants.. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009 Jul-Aug;24(4):583-90. .
 9. Dias E, Bisognin E, Harari N, Machado S, da Silva C, Soares G, et al. Evaluation of implant-abutment microgap and bacterial leakage in five external-hex implant systems: an in vitro. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012 Mar-Apr; 27 (2): 346-51.
 10. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. Dent Mater J. 2009; 28: p. 373-381.
 11. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. Clin Oral Implant Res. 2008; 19: p. 1276-1284.
 12. Jemt T, Rubenstein J, Carlsson L, Lang B. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. J Prosthet Dent. 1996; 75: p. 314-324.
 13. Tioosi R, Falcão-Filho H, Aguiar Júnior F, Rodrigues R, Mattos M, Ribeiro R. Modified section method for laser-welding of ill-fitting cp titanium and ni-cr alloy one-piece cast implant- supported frameworks. J oral rehab. 2010; 37: 359-63..
 14. Binon P. The effect of implant-abutment hexagonal misfit on screw joint stability. Int J Prosthodont. 1996; 9: p. 149-160.
 15. INTERNATIONAL ISO STANDARD 1. Dynamic fatigue test for endosseous dental implants Art dentaire — Implants — Essai de fatigue dynamique pour implants dentaires endosseux. Dentistry — Implants. 2007.
 16. Dos Santos A. Biomechanical study of prosthetic interfaces : A literature review. Dent Press Implant. 2013;7(4):90-8..
 17. Kano S, Binon P, Curtis D. A Classification system to measure the implant-abutment microgap.. Int J Oral Maxillofac Implants. 2007 Nov-Dec; 22 (6): p. 879-85.
 18. Groten M, Axmann D, Probst L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. J Prosthet Dent. 2000; 83. (1): p. 40-9.



José Paul Cerda Altamirano; <https://orcid.org/0000-0001-7189-4310>
 Kleber Arturo Vallejo Rosero; <https://orcid.org/0000-0003-0865-7368>

CONTRIBUCIÓN DE LOS AUTORES

CERDA P, Redacción del manuscrito: Concepción y diseño del trabajo

VALLEJO K, Redacción del manuscrito: Aprobación de su versión final:



RECONOCIMIENTO-NOCOMERCIAL-COMPARTIRIGUAL
 CC BY-NC-SA

ESTA LICENCIA PERMITE A OTROS ENTREMEZCLAR, AJUSTAR Y CONSTRUIR A PARTIR DE SU OBRA CON FINES NO COMERCIALES, SIEMPRE Y CUANDO LE RECONOZCAN LA AUTORÍA Y SUS NUEVAS CREACIONES ESTÉN BAJO UNA LICENCIA CON LOS MISMOS TÉRMINOS

