

**EVALUACIÓN DE LA TOLERANCIA DE TORNILLOS DE FIJACIÓN Y
ABUTMENTS DE CONEXIÓN HEXAGONAL INTERNA ACTIVA
PREFABRICADOS Y PERSONALIZADOS**

**Yuvyza Esly Espitia Rozo
María Alejandra Galvis Díaz
Ingrid Yadira Villamizar Amaya**

**UNIVERSIDAD EL BOSQUE
PROGRAMA DE POSGRADO - FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
BOGOTÁ D.C. JULIO 2018**

HOJA DE IDENTIFICACION

Universidad	El Bosque
Facultad	Odontología
Programa	Odontología
Título:	Evaluación de la tolerancia de tornillos de fijación y <i>abutments</i> de conexión hexagonal interna activa prefabricados y personalizados.
Línea de investigación:	Estudios de biomecánica en oseointegración
Tipo de investigación:	Posgrado /línea docente
Instituciones participantes	Casas comerciales
Residentes:	María Alejandra Galvis Díaz Yuvyza Esly Espitia Rozo Ingrid Yadira Villamizar Amaya
Asesor metodológico:	Dra. Martha Cecilia Tamayo Muñoz
Asesor temático:	Dr. Martín Darío Neira Aragón
Asesor estadístico	Dr. David Díaz Báez

DIRECTIVOS UNIVERSIDAD EL BOSQUE

HERNANDO MATIZ CAMACHO	Presidente del Claustro
JUAN CARLOS LOPEZ TRUJILLO	Presidente Consejo Directivo
MARIA CLARA RANGEL G.	Rector(a)
RITA CECILIA PLATA DE SILVA	Vicerrector(a) Académico
FRANCISCO FALLA	Vicerrector Administrativo
MIGUEL OTERO CADENA	Vicerrectoría de Investigaciones.
LUIS ARTURO RODRÍGUEZ	Secretario General
JUAN CARLOS SANCHEZ PARIS	División Postgrados
MARIA ROSA BUENAHORA	Decana Facultad de Odontología
MARTHA LILILIANA GOMEZ RANGEL	Secretaria Académica
DIANA ESCOBAR	Directora Área Bioclínica
MARIA CLARA GONZÁLEZ	Director Área comunitaria
FRANCISCO PEREIRA	Coordinador Área Psicosocial
INGRID ISABEL MORA DIAZ	Coordinador de Investigaciones Facultad de Odontología
IVAN ARMANDO SANTACRUZ CHAVES	Coordinador Postgrados Facultad de Odontología
MARTÍN DARIO NEIRA ARAGÓN	Director posgrado de prostodoncia
EDGAR RENE ROJAS BENAVIDES	Coordinador posgrado de prostodoncia

“La Universidad El Bosque, no se hace responsable de los conceptos emitidos por los investigadores en su trabajo, solo velará por el rigor científico, metodológico y ético del mismo en aras de la búsqueda de la verdad y la justicia”.

GUÍA DE CONTENIDO

Resumen

Abstract

	Pág.
1. Introducción	1
2. Marco teórico	3
3. Planteamiento del problema	18
4. Justificación	20
5. Objetivos	21
6. Metodología del Proyecto	24
6.1 Tipo de estudio	24
6.2 Población y muestra	24
6.3 Métodos y técnicas para la recolección de la información	25
6.4 Hipótesis de estudio	39
6.5 Plan de tabulación y análisis.	39
7. Consideraciones éticas.	40
8. Resultados	41
9. Discusión	44
10. Conclusiones	47
11. Referencias bibliográficas	48

RESUMEN

EVALUACIÓN DE LA TOLERANCIA DE TORNILLOS DE FIJACIÓN Y ABUTMENTS DE CONEXIÓN HEXAGONAL INTERNA ACTIVA PREFABRICADOS Y PERSONALIZADOS

Dentro de los sistemas de implantes dentales existen los abutments diseñados con conexión hexagonal interna activa, ésta se caracteriza por presentar un acoplamiento y ajuste por fricción donde no existe espacio entre sus componentes. Este diseño permite una mayor estabilidad de las restauraciones sobre los implantes y una mejor distribución de fuerzas. Actualmente se ha popularizado el uso de los *abutments* personalizados fabricados a través de sistemas CAD/CAM, capaces de producir un ajuste, asentamiento y contorno anatómico comparable con sus análogos prefabricados sin embargo existe poca evidencia que indique que tan similares son entre si dimensionalmente. Por tal razón el objetivo de este estudio fue evaluar la tolerancia de los tornillos de fijación y los hexágonos de los sistemas *abutments* de conexión hexagonal interna activa prefabricados y personalizados. Para este estudio se utilizó una muestra no probabilística de 10 sistemas de *abutments* prefabricados con sus análogos personalizado, a los cuales se les analizo 13 dimensiones para el tornillo-10 longitudinales y 3 angulares, y 7 dimensiones longitudinales para el hexágono. Lo análisis se realizaron sobre microfotografías obtenidas con el SEM a través del software Image Jfiji⁰. Los resultados obtenidos fueron reportados en micras (m) y en grados (°), fueron analizados estadísticamente mediante las pruebas t test y U Mann-Whitney; además el grado de tolerancia se analizó descriptivamente con respecto al parámetro de tolerancia máxima establecido en la norma ISO 286-1:2010 [$\leq 25m$]. Todas las medidas fueron realizadas por evaluadores calibrados (ICC>0.8). Al analizar los resultados se observó que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los *abutments* personalizados y prefabricados en ninguna de las mediciones – tanto en el tornillo como en el hexágono, sin embargo se encontraron discrepancias por parte de los *abutments* personalizados, con respeto al margen de tolerancia aceptado de $\leq 25m$ en las mediciones de la longitud completa del tornillo de fijación, de su parte activa y del diámetro de su cabeza así como también el perímetro, el diámetro y la altura del hexágono Aunque estas discrepancias podrían afectar el comportamiento mecánico de los abutments, los resultados de este estudio sugieren que los abutments personalizados podrían ser utilizados.

Palabras claves: *abutment* dental, conexión hexagonal interna, *abutment* personalizado, dimensionamiento geométrico, tolerancia

ABSTRACT
**EVALUATION OF TOLERANCE OF ANCHORS AND PREFABRICATED PERSONALISED INTERNAL ACTIVE
HEXAGONAL CONNECTION ABUTMENTS**

Dental implant systems include internal active hexagonal connection abutments characterised by friction coupling, adjustment where there is no space between components and this system permits greater stability of restorations and a better force distribution. There has been an increase in the use of prefabricated personalised abutments designed with CAM capable of generating adjustment, settling and anatomical contour comparable with its prefabricated analogues; however, there is few evidence which indicates how similar they are dimensionally. The objective of this study was to evaluate the tolerance of anchor screws and the mentioned hexagonal abutment systems. A non-probabilistic sample of ten prefabricated abutment systems and the personalised analogues was used with 13 dimensions analysed: ten longitudinal, three angular and 7 longitudinal of the hexagonal. The analysis was based on micro-photographs obtained with SEM with the Image Jfiji® software and the units used were micra (μ) and degrees ($^{\circ}$). They were statistically analysed with the t-test and U Mann-Whitney tests, the tolerance degree was descriptively assessed with regards to the maximum tolerance parameter established by ISO 286-1:2010 [$\leq 25\mu$] norm and all measurements were carried out by calibrated evaluators (ICC>0.8). The analysis showed that there are no statistically significant differences between personalised and prefabricated abutments - both for anchor or hexagon. However, there were discrepancies on the personalised abutments regarding the accepted tolerance of $\leq 25\mu$ for the complete longitudinal dimension, active portion, head diameter of the anchor, as well as perimeter and height of hexagon. Even though these discrepancies could affect the mechanical behaviour of the abutments, the present results suggest that personalised abutments could be used.

Key words: dental abutments, internal hexagonal connection, personalised abutment, geometric dimensioning, tolerance.

1.INTRODUCCIÓN

Los implantes dentales son un conjunto de múltiples componentes conformados por el cuerpo del implante, el *abutment*, y la parte protésica. En los diseños convencionales de dos piezas el implante y el *abutment* se mantienen unidos por medio de un tornillo de fijación, quedando un *microgap* entre la conexión de estos. Varios estudios han indicado que una vez ocurre la oseointegración, el aflojamiento del tornillo y la reabsorción de la cresta ósea, son frecuentemente las complicaciones más comunes asociadas a los implantes dentales y en este tipo de fallas se han reportado relaciones directas con el tipo de conexión, dado que al enfrentarse el implante y el *abutment* a cargas repetitivas con la presencia de un *microgap* en su interfase se produce pérdida de la precarga provocando el aflojamiento del tornillo, afectando el hueso de la cresta ósea alrededor de la conexión. Desde la percepción biológica, el *microgap* presente en la conexión actúa como un nicho bacteriano, favoreciendo procesos inflamatorios en los tejidos peri-implantarios generando finalmente reabsorción ósea. De ahí la importancia de una conexión implante-*abutment* estable y fiable, siendo necesaria para la longevidad del implante en boca. (Yao *et al.*, 2014) Por tal razón, las casas fabricantes han propuesto el uso de conexiones implante- *abutment* que permitan una unión íntima y alta estabilidad evitando así la presencia de micro movimientos y futuros fracasos biológicos y mecánicos; las cuales permiten un acoplamiento mutuo y un contacto íntimo disminuyendo la presencia de un espacio en la interfase generando una mejor distribución de fuerzas y tensiones. (Yao *et al.*, 2014)

Existen diferentes tipos de conexiones, una de ellas es la conexión tipo hexágono interno activo; esta es la conexión en donde hay presencia de una característica geométrica en forma de hexágono que se extiende por debajo y por dentro de la superficie coronal del implante (5,5 mm), y que se caracteriza por mantener una especie de ajuste por fricción, donde no existe espacio entre los componentes de acoplamiento y las partes son literalmente forzadas entre si. (Binon., 2000).

Actualmente se están implementando otras opciones de fabricación de *abutments* utilizando sistemas de diseño y fabricación asistida por computador (CAD / CAM); los cuales generan *abutments* capaces de producir un ajuste, asentamiento, contorno anatómico y corrección de angulaciones comparable con los *abutments* prefabricados y a la medida que se requieren.

Para reducir costos y personalizar los tornillos de fijación los laboratorios dentales realizan homólogos a partir de librerías desarrolladas por ellos mismos en las cuales se implementan diferentes marcas de implantes dentales brindándole al odontólogo opciones protésicas y además proporcionando diferentes opciones de reparación, diseño y fabricación asistida por ordenador (CAD / CAM). (Johansson et al., 2009, Hamilton *et al.*, 2013, Ji-Man P *et al.*, 2014).

Hay poca evidencia que evalúe la tolerancia de los tornillos de fijación y los *abutments* prefabricados y personalizados. Paek *et al.*, [2016] sugieren que tanto el sistema personalizado como el prefabricado presentan buena estabilidad y son similares dimensionalmente; por el contrario, Mattheos *et al.*, [2016] sugieren que los *abutments* personalizados pueden presentar diferencias morfológicas críticas con respecto a los prefabricados. En efecto las diferencias en la geometría transversal producen grandes discrepancias en las áreas de contacto en términos de cantidad como de calidad, lo que puede traer implicaciones para la estabilidad a largo plazo de la prótesis (Mattheos *et al.*, 2016). Es evidente que aún no existe información suficiente que resuelva estas controversias, además no existe literatura que evalúe las diferencias morfológicas entre *abutments* prefabricados con sus homólogos de hexágono interno activo, los cuales tienen una amplia demanda.

Por tal razón el propósito de este estudio fue evaluar la tolerancia de los tornillos de fijación y hexágono interno activo en *abutments* prefabricados y personalizados, para lo cual se utilizaron muestras de *abutments* y tornillos de fijación prefabricados con sus homólogos personalizados. Las imágenes se obtuvieron con microscopio electrónico de barrido a diferentes magnificaciones, se tomaron las medidas mediante un *software* y finalmente se analizaron comparandolas entre sí.

2.MARCO TEÓRICO

BÚSQUEDA DE INFORMACIÓN

Se seleccionaron y se definieron con base en las siguientes variables de estudio: Tolerancia, Tornillos de Fijación, Falla, *Abutment*, *Abutment* Prefabricado, *Abutment* Personalizado que fueron definidas así:

Tolerancia: Es la diferencia entre la medida máxima y mínima o dimensión de la zona dentro de la cual ha de quedar la medida práctica para que la pieza sea dada como válida. (Lara *et al.*, 2013).

Falla: En los materiales dentales, fractura de cualquier material físico como resultado de la carga y la descarga cíclica caracterizada por la fractura, por debajo de su resistencia a la tracción final. En prostodoncia, la incapacidad de una prótesis para producir el resultado esperado (*Glossary of prosthodontic terms.*, 2017).

Tornillo de fijación: componente que asegura el *abutment* al implante dental (*Glossary of implant terms.*, 2017).

***Abutment*:** Parte de un implante dental que sirve para sostener y/o retener una prótesis (*Glossary of prosthodontic terms.*, 2017).

***Abutment* Prefabricado** (Casa Comercial) Sistema realizado por la casa comercial con medidas estándar que permite exactitud en la conexión con el *abutment*.

***Abutment* Personalizado** (Customized *Abutment* / customised *Abutment*): Sistema realizado por laboratorios en donde por medio de un software con librerías de conexiones se pueden fabricar *abutments* de varios sistemas de implantes con técnica CAD CAM. (Catalogo Phibo).

Se consultaron las siguientes bases de datos: EMBASE, PubMed, SCIEDIRECT, ProQuest

Se utilizaron las siguientes palabras clave:

Abutment Screw, Screw Loosening, Tolerance, Customised *abutment*/ customized *abutment*, Original *Abutment*, No Original *Abutment*.

Se buscaron los siguientes tipos de estudios: Estudios clínicos y longitudinales.

Búsqueda # 1 *Abutment screws* OR screw loosening AND Single Implants

Busqueda # 2 Tolerance AND *Abutment screw*

Busqueda # 3 Customised *abutments* OR customized *abutments*

No hubo restricción de lenguaje ni de fechas de publicación. Se buscaron solo estudios en humanos, mujeres y adultos mayores de 18 años.

Se encontraron 115, 201 artículos respectivamente en las siguientes bases de datos; **EMBASE** y **PUBMED**; de los cuales fueron seleccionados por **título** 235, luego por **abstract** 156 y de estos se seleccionaron 76 por **relevancia**.

Se **excluyeron**, editoriales, abstracts que no hubieran sido seguidos por una publicación posterior.

MARCO DE REFERENCIA

Los implantes dentales son dispositivos protésicos, fabricados con materiales aloplásticos; los cuales se implantan dentro del hueso, bajo la mucosa oral proporcionando una gran retención y soporte para la rehabilitación de dientes ausentes. (*Glossary of prosthodontic terms*. 2005). En la actualidad son la primera opción de tratamiento protésico para pacientes que han sufrido la pérdida de uno o más dientes devolviendo funcionalidad y estética a la cavidad oral. (Baqain *et al.*, 2012, Shemtov-Yona, *et al.*, 2014) Los implantes dentales poseen tres partes principales: el cuerpo, el *abutment* y la corona; siendo el cuerpo la parte intraósea; es decir el implante propiamente dicho, el *abutment* es la parte donde se fijara la restauración definitiva y se encuentra unido al cuerpo del implante gracias al tornillo de fijación que es un elemento protésico que funciona como un conector y permite posicionar al *abutment* sobre el cuerpo del implante logrando un soporte para la inserción de la restauración definitiva. (*Glossary of prosthodontic terms.*, 2005, Glossary of implant terms. 2017).

El mercado actual ofrece variedad de opciones para adquirir sistemas de implantes fabricados por diferentes casas comerciales como Zimmer Biomet, Biohorizons, Biomet 3i, Nobel Biocare, Miss, entre otras; las cuales ofrecen diversas características para cada sistema. Una de las características más importantes en cuanto a sistemas de implantes, es el tipo de

conexión, debido a que es diseñado con la finalidad de lograr un acople íntimo entre el implante y el *abutment* para evitar fallas tanto biológicas como mecánicas. Las conexiones de esta interfaz se distinguen generalmente por un acople que es superior (externo) o inferior (interno) a la superficie coronal del implante. Las conexiones de tipo interno pueden ser tanto hexágono interno pasivo que se define como la conexión en donde hay presencia de una característica geométrica en forma de hexágono que se extiende por debajo y por dentro de la superficie coronal del implante, y se caracteriza porque el ajuste presenta deslizamiento donde existe un ligero espacio entre las partes de acoplamiento haciendo que la conexión sea pasiva y el hexágono interno activo que se define como la conexión en donde hay presencia de una característica geométrica en forma de hexágono que se extiende por debajo y por dentro de la superficie coronal del implante y se caracteriza por un acoplamiento de ajuste por fricción, donde no existe espacio entre los componentes y las partes son literalmente forzadas entre sí y finalmente la conexión tipo cono donde hay presencia de una característica geométrica en forma de cono que se caracteriza por una unión de ajuste por fricción, donde no existe espacio entre los componentes de acoplamiento lo que permite que la fricción que se presenta entre el *abutment* con el implante sea como un efecto de soldadura al frío; entendiéndose que la geometría presente en la conexión de la interfaz implante-*abutment* es de gran importancia porque es uno de los determinantes primarios de la resistencia y la estabilidad, siendo un punto crítico y sinónimo de estabilidad protésica. (Binon., 2000)

Los implantes dentales se encuentran expuestos en la cavidad oral a numerosas condiciones que pueden alterar el proceso de oseointegración produciendo fallas biológicas y mecánicas que pueden comprometer el funcionamiento, el éxito y la longevidad del implante; con la aparición de signos clínicos y radiográficos como lo son el aflojamiento del tornillo, la fractura del tornillo, radiolucidez, movilidad, supuración e inflamación. (Davies., *et al* 2003, Vianna, *et al.*, 2013) Esto es un punto importante si se tiene en cuenta que los implantes dentales y sus aditamentos protésicos están diseñados para soportar cargas y el comportamiento biomecánico de la cavidad oral demanda que la conexión entre el tornillo y el *abutment* sea lo más íntima posible. Desde un punto de vista mecánico, cuando las fuerzas oclusales se aplican sobre el sistema de implante, las tensiones se concentran en la conexión y se generan

micro movimientos en la interfaz. (Yao *et al.*, 2015; Bacchi, *et al.*, 2015) Una de las fallas mecánicas presentadas con mayor frecuencia en el fracaso de implantes dentales es el aflojamiento del tornillo generado principalmente por la fatiga del material, insuficiente aplicación de torque, presencia de micro movimientos vibratorios y excesiva flexión; esta es una de las principales causas de fracaso en un implante único reportado en la literatura y se presenta con mayor incidencia en coronas individuales de premolares y molares conllevando a la pérdida de precarga y consecuentemente a la pérdida de la función.(Baqain, *et al.*, 2012, Michalakis, *et al.*, 2014) Se ha demostrado que la pérdida de precarga durante la carga oclusal favorece el desajuste de la conexión implante-*abutment* y podría causar aflojamiento del tornillo, fractura y también afecta a los factores biológicos debido a la presencia de un espacio, que puede conducir a la colonización bacteriana y finalmente a la periimplantitis; por lo tanto el tipo de conexión parece tener una influencia en la incidencia del aflojamiento del tornillo. La literatura reporta mayor aflojamiento del tornillo para sistemas de implantes con conexiones externas que en sistemas de implantes con conexiones internas debido a que estas ofrecen importantes ventajas como: distribución de carga lateral profunda dentro del implante, amplio compromiso de pared interna que crea un cuerpo rígido y unificado, gran acoplamiento que amortigua la vibración e íntimo selle antimicrobiano. (Binon., 2000, Gracis, *et al.*, 2012, Junqueira, *et al.*, 2013)

Varios estudios retrospectivos han evaluado las tasas de complicaciones biológicas y mecánicas, un estudio comparó la tasa de supervivencia y la incidencia de las complicaciones poscarga entre dos sistemas de conexión de implantes donde analizaron un total de 2.651 implantes en 1.074 pacientes en un periodo de observación de 3 años encontraron que el sistema de conexión interna era más propenso a las complicaciones técnicas como aflojamiento o fractura del tornillo, mientras que el sistema de conexión externa fue más vulnerable a las complicaciones biológicas (Chae *et al.*, 2015); Otro estudio evaluó las tasas de supervivencia y tasa de complicaciones a 5 años de implantes únicos con un sistema de conexión interna con una muestra de 124 implantes encontraron una tasa de éxito de 91.9% y el 41.2% de los implantes en la región posterior mostró complicaciones post-carga, incluyendo la fractura de la corona de fijación y aflojamiento de los tornillos del *abutment* (Cha *et al.*, 2013); mientras que otra investigación a 5 años indicó complicaciones

restaurativas de 444 implantes únicos en un periodo de evaluación de 1 de enero 2005 al 31 de diciembre de 2009 reportando aflojamiento de los tornillos y complicaciones en el *abutment* representados por 17 casos (27,0%) del total de las complicaciones reportadas de las restauraciones definitivas. De esos 17 eventos de complicaciones hubo cinco aflojamientos del tornillo, tres presentaron fractura del tornillo, dos pérdidas del *abutment* o del tornillo protésico, dos de daños en la cabeza del tornillo o en las estrías y cinco perdidas de las coronas no especificadas (Guo *et al.*, 2015).

Por otro lado, un estudio prospectivo a 12 años evaluó restauraciones unitarias en 31 pacientes sobre 35 implantes autorroscantes Astra Tech TiOblast® ST encontró que cinco sujetos habían experimentado complicaciones técnicas; tres incidencias de aflojamiento del tornillo del *abutment* durante los primeros 5 años (Donati *et al.*, 2015).

Por último, un estudio multicéntrico prospectivo que evaluó 82 pacientes en un período de seguimiento a 5 años después del tratamiento protésico con coronas sobre implantes Brånemark para el reemplazo de un solo diente. La tasa de éxito acumulado global fue del 95,9% para los implantes y el 91,1% para las coronas. El tornillo del *abutment* de oro en el sistema CeraOne parece haber eliminado el problema de aflojamiento de los tornillos de los *abutments* en el reemplazo de dientes individuales. Los resultados sugieren que el sistema Brånemark puede ser utilizado con seguridad para el reemplazo de dientes individuales (Scheller *et al.*, 1998).

En lo que se refiere a la mecánica del tornillo; las fuerzas aplicadas durante el proceso de acoplamiento del sistema de implantes son necesarias y esenciales en el mantenimiento de la capacidad funcional del sistema antes de soportar algún tipo de restauración. La estabilidad del tornillo de fijación está relacionada con varios factores como la forma geométrica, la forma de las roscas, el ajuste del componente protésico, el coeficiente de fricción del tornillo, la velocidad del apretamiento, la fuerza de apretamiento utilizada, y las cargas oclusales aplicadas (Lang, *et al.*, 2002, Bacchi, *et al.*, 2015)

Al realizar fuerzas de apretamiento sobre dos partes mediante un tornillo con el fin de unirlos firmemente, se genera la denominada articulación del tornillo. La articulación del tornillo estará sometida tanto a fuerzas de sujeción, que son las fuerzas que mantienen las piezas unidas; como a fuerzas de separación, que son las fuerzas que intentan desacoplar las partes.

El tornillo se aflojará sólo si las fuerzas externas que intentan separar las piezas son mayores que la fuerza que las mantiene unidas, esto quiere decir que las fuerzas de separación deben permanecer por debajo del umbral de la fuerza de apretamiento establecida, mas no tienen que eliminarse para evitar el aflojamiento del tornillo. Si la articulación no se desacopla cuando se aplica la fuerza, el tornillo no se aflojará. Por lo tanto, los 2 factores primarios implicados en el mantenimiento de los tornillos de los implantes son realizar torque de apretamiento maximizando la fuerza de sujeción y minimizando las fuerzas de separación de las articulaciones. (Siamos, *et al.*, 2002. Winkler, *et al.*, 2003)

Para lograr articulaciones seguras debe tenerse en cuenta que los tornillos deben elongarse para producir una fuerza de sujeción mayor que la fuerza externa que tiende a separar la articulación. En el diseño y función de una articulación roscada rígida, la consideración más importante desde un punto de vista biomecánico es la fuerza de sujeción inicial desarrollada durante el torque inicial aplicado sobre el tornillo. (Siamos, *et al.*, 2002. Winkler, *et al.*, 2003)

Al realizar la aplicación del torque sobre la cabeza del tornillo de fijación, se generara una fuerza rotacional dentro del tornillo que se distribuye a lo largo del sistema de implantes básicamente en tres pasos: Primero se generara fricción entre la cabeza del tornillo y el *abutment*, segundo se generara fricción entre las roscas del tornillo y el implante y por último se generara tensión dentro del tornillo, llamada precarga; esta tensión dentro del tornillo mejorara la resistencia a la fatiga y el efecto de cierre firme en la conexión implante-*abutment*. (Breedin, *et al.*, 1993)

Existen factores que pueden desempeñar papeles críticos en la estabilidad de la interfaz del tornillo, incluyendo los efectos de asentamiento, ajuste, fatiga dinámica, precarga y la geometría del tornillo. (Lang, *et al.*, 2003. Paek, *et al.*, 2016)

La precarga, es un término de ingeniería utilizado en odontología para describir el grado de hermeticidad de un tornillo (*Glossary of prosthodontic terms*. 2005) y Se refiere a la carga inicial o tensión inducida en un tornillo al aplicar torque durante el apretamiento, generada para mantener las roscas del tornillo firmemente sujetadas a la contraparte de acoplamiento del tornillo y mantener las piezas unidas produciendo una fuerza de sujeción o de compresión entre los componentes. Al aplicar el torque se genera una elongación del tornillo como respuesta a la tensión generada. Y finalmente la recuperación elástica del tornillo crea

la fuerza de sujeción que mantiene la unión de implante y la restauración. El procedimiento clínico sugerido para superar los efectos de asentamiento es realizar un reapretamiento del tornillo 10 minutos después de la primera aplicación del torque. (Siamos *et al.*, 2002, Khraisat *et al.*, 2004, Feitosa *et al.*, 2013); por lo tanto, el principal objetivo del apretamiento de una articulación atornillada es conseguir la precarga óptima que maximizará la vida de la fatiga del tornillo mientras que ofrece un grado razonable de protección contra el aflojamiento. (Burguete, *et al.*, 1994)

La cantidad de precarga está influenciada principalmente por la cantidad de torque inicial aplicado y el diseño geométrico del tornillo, como la longitud del vástago, el número de roscas, el área de la superficie, el tipo de aleación del tornillo y la modificación de la superficie del tornillo. (Butkevica, *et al.*, 2016), es decir, el diseño geométrico presente en la interfaz implante-*abutment* sumado a la precisión del ajuste de los componentes de acoplamiento permiten resistir las fuerzas oclusales; por esto el tornillo de fijación ha estado en constante evolución para maximizar la precarga y minimizar la pérdida de torque por fricción. (Siamos *et al.*, 2002, Feitosa *et al.*, 2013)

En una búsqueda por mejorar las propiedades físicas y mecánicas de los tornillos de fijación se han aplicado revestimientos sobre la superficie externa a tornillos de titanio. Se reporta un revestimiento patentado de teflón, el cual muestran un aumento efectivo en la precarga alcanzable para tornillos de aleación de titanio a un costo significativamente menor que su homólogo de aleación de oro y tornillos con recubrimientos en aleación de oro puro, también se encuentran ya en el mercado. (Binon., 2000)

Actualmente se han popularizado los aditamentos personalizados sobre implantes y han mejorado considerablemente con la introducción del uso de la tecnología CAD-CAM. La implementación de tecnología para el diseño y fabricación asistida por computador (CAD/CAM) se ha incrementado en los últimos 10 años en la implantología, ofreciendo mejoras continuas y desafiando la fabricación de *abutments* mediante métodos convencionales; realizando aditamentos a partir de un bloque sólido de material ofreciendo ventajas como homogeneidad, biocompatibilidad, altas propiedades mecánicas, menores inexactitudes, optimización de los *abutments* por medio de la corrección de su angulación permitiendo mejorar la dirección de la carga oclusal y del contorno gingival. A través del sistema CAD se

logra una más rápida y exacta planeación de lo que se quiere realizar y con el CAM se puede lograr una rápida y exacta producción completa de la estructura que se planeó. (Kapos, *et al.*, 2009, Malaguti *et al.*, 2011, Paek *et al.*, 2016).

Gracias a las mejoras continuas que se han implementado en los sistemas CAD/CAM se ha ampliado la demanda de este tipo de fabricación frente a los *abutments* prefabricados. (Kapos *et al.*, 2014). La eficacia clínica de los componentes protésicos obtenidos por los diferentes procesos de fabricación carece de base tecnológica ya que la tolerancia dimensional de partes individuales y su precisión de ensamblaje no se conoce (Malaguti *et al.*, 2011), además no hay procedimientos de control estándar disponibles para evaluar dicha tolerancia.

La inexactitud inherente de los métodos de fabricación de las piezas mecanizadas llevó a determinar límites y ajustes permisibles, ya que la exactitud del tamaño no era un factor determinante si la función no podría ser satisfecha. Por lo tanto, la tolerancia se considera como la variación de tamaño aceptable en la fabricación y cuando se requiere una condición de ajuste específico entre apareamiento de piezas de trabajo, es necesario atribuir una asignación, es decir, una desviación ya sea positivo o negativo, a la talla básica para lograr la requerida holgura o la interferencia. (International Standard Organization *et al.*, 1988).

La tolerancia considerada a partir del estudio de la mecánica es la diferencia entre la medida máxima y mínima o dimensión de la zona dentro de la cual ha de quedar la medida práctica para que la pieza sea dada como válida. (Lara., 2013). Al aplicar este concepto a los implantes dentales se debe evaluar el aumento del desajuste del tornillo de fijación y el *abutment* fabricado en un laboratorio diferente al de la casa comercial que realiza el maquinado del implante; el cual es causado por la fabricación, el procesamiento y el aflojamiento generado por las cargas oclusales (Braian *et al.*, 2014).

El desajuste de rotación de la conexión hexagonal es crítico en las restauraciones de implantes de un solo diente, pero no hay procedimientos de control estándar disponibles para su evaluación (Malaguti *et al.*, 2011). Dentro de los métodos de evaluación de la tolerancia de los tornillos Malaguti *et al.*, [2011] describe un protocolo de medición original de la transferencia del concepto mecánico de los grados de tolerancia dimensional al campo dental. Los grados de tolerancia en ingeniería relatan los grados de desviación dimensional de una medida para la magnitud del valor nominal, estableciendo clases de precisión

dimensional. Se hicieron las mediciones de tres grupos de cinco *abutments* con un microscopio de medición óptica (estereomicroscopio) en donde procesaron los datos para obtener el grado de tolerancia internacional y posteriormente calcularon el desajuste de rotación de la conexión implante *abutment*. Analizaron *abutments* UCLA antes de los procedimientos de colado, los mismos *abutments* premaquinados después de los procedimientos de colado y pilares de titanio totalmente maquinados.

Otro método de evaluación de la tolerancia de los tornillos propuesto por Braian *et al.*, [2014] consiste en la medición manual de las piezas cilíndricas de los implantes utilizando un instrumento micrómetro (CEJ 101) y digital con un microscopio Leica utilizando una magnificación $\times 50$ y software Leica (Leica suite de aplicaciones de la versión 3.7.0 de 2010). Todas las muestras fueron luego incorporadas en epoxi (EPOFIX Resina Endurecedor, Struers). Después de 24 horas, se cortó cada muestra y suelo hasta el punto central utilizando un (Phoenix 4000 sistema de preparación de muestras, Buehler) amoladora, con la alineación centrada y controlada cuidadosamente de acuerdo con las mediciones cilíndricas anteriores. Se realizó una medición inicial de cada componente por separado y en luego con el análogo del implante montado se realizó la medición del cilindro/tornillo. Finalmente, las distancias entre cada pilar y su correspondiente implante/análogo se midieron en los lados izquierdo y derecho de todas las muestras.

Por otro lado un estudio evaluó a través del microscopio electrónico de barrido SEM, las diferencias entre tornillos de retención protésica de las marcas Nobelpharma-oro como grupo control y como grupos de prueba implantes 3i de oro (Impla-Med-oro), implante de titanio y sistema de implantes soportados en titanio, en donde evaluaron 8 parámetros geométricos que fueron: diámetro de la cabeza del tornillo, longitud del tornillo, paso de rosca, diámetro mayor, diámetro del cuello, longitud del cuello, ancho de la cabeza y el ancho del vástago; que fueron medidos con el sistema Amray 1000-B SEM. Encontraron que al intercambiar tornillos de otras casas comerciales puede generar un tipo de falla mecánica (Jaarda *et al.*, 1995).

En otro estudio se seleccionaron 3 sistemas de implantes para análisis: Brånemark (Nobel Biocare USA, Inc., Yorba Linda, CA), 3i Implant Innovations, Inc. (Palm Beach Gardens, FL) y Bio-Lok International, Inc. (Deerfield Beach, FLORIDA). Para los implantes Brånemark, se

utilizaron *abutments* CeraOne (Nobel Biocare USA, Inc.), para el sistema 3i Implant Innovations, se utilizaron *abutments* (STA), mientras que se utilizaron *abutments* personalizados (Bio-Lok International, Inc.) de una dimensión similar para las muestras de implantes Bio-Lok. Usando el software de imagen de National Institutes of Health (Bethesda, MD), se hicieron mediciones de la longitud del tornillo, ancho del vástago en la sección media y primer y segundo paso de la rosca. Se tomaron 3 mediciones de cada sitio y se promediaron. Del tornillo, se utilizaron las fotografías digitales de la cabeza oclusal del tornillo y el *abutment*. y se examinó mediante (SEM), donde se evaluó la distorsión y se mostró una estrecha adaptación en la interface *abutment* / implante para los 3 sistemas ([Yousef H et al., 2005](#)).

Se describe también el método de evaluación de la tolerancia de los tornillos utilizado por Gil *et al.*, [2014] donde la evaluación de los microintervalos, los sistemas de implante y el pilar fueron embebidas en una resina de metacrilato de glicol y después de la polimerización, cada muestra fue seccionada a lo largo de su eje longitudinal con un disco de diamante de alta precisión. Se obtuvo un total de tres diapositivas para cada implante. Las muestras se observaron mediante microscopía electrónica de barrido (JEOL 6400, Japón) junto con un sistema de análisis de imagen. La sensibilidad de las medidas era 0,2 μ m. El comportamiento a la fatiga y el límite de fatiga del prototipo se estableció utilizando curvas de la Wöhler (estrés - Número de ciclos) que describen la relación entre la amplitud de las tensiones cíclicas y el número de ciclos para romperse. Durante la prueba, el sistema de implante y el pilar se sometió a dos fuerzas de compresión y laterales cíclicas, sin ningún tipo de limitación lateral. Cuarenta muestras se ensayaron.

Otro estudio evaluó 7 implantes de 10 mm de cada sistema de implante que fueron incrustados a una profundidad de 7 mm en bloques cilíndricos de resina acrílica. Las unidades ensambladas se montaron en una máquina de prueba de tipo palanca que estaba equipada con un dispositivo de recuento automático y sensores de cierre que permitían registrar el número de ciclos hasta la falla. Se aplicó una carga cíclica de 100 N perpendicular al largo del eje de los conjuntos a una velocidad de 75 ciclos / minuto. Para investigar la resistencia de la muestra a la fatiga durante 6 años de la función simulada, se definió un objetivo de 1.800.000 ciclos. El mismo operador realizó la preparación y pruebas de las

muestras. La asociación del diseño de la articulación con la ocurrencia de la falla se verificó mediante la prueba de probabilidad exacta de Fisher (P .05). Al finalizar la prueba, las superficies fracturadas fueron examinadas con un microscopio electrónico de barrido (SEM) (EPMA, Shimadzu, Kyoto, Japón). La muestra, preparación y pruebas se realizaron por el mismo operador.

La fotografía SEM muestra la superficie de fractura del pilar Tornillo en (A) segunda etapa (propagación de grietas) y (B) tercera Etapa (fractura) (Khraisat A *et al.*, 2002)

El autor Mattheos N en el 2016 evaluó los micro-características morfológicas de tres uniones implante-*abutment*, utilizando dos componentes protésicos compatibles y uno original. Además, se investigaron posibles correlaciones entre la micromorfología y posibles complicaciones funcionales con el uso de análisis de elementos finitos. Para este estudio se utilizó Microscopía electrónica de barrido (SEM) e imágenes y mediciones bidimensionales, donde las unidades de implante-pilar cortadas se colocaron bajo diferentes aumentos (10x-500x) a través de un SEM y se fotografiaron digitalmente. Por último, se utilizó un software de edición fotográfica calibrado (ImageJ fiji®, Bethesda, MD, EUA) para mediciones en fotografías bajo ampliaciones correspondientes a la zona de evaluación.

Las mediciones de calibración se realizaron entre puntos con dimensiones conocidas y dos observadores independientes realizaron las mediciones, que luego fueron promediadas. Se realizaron mediciones adicionales en las tres áreas de contacto de las unidades implante pilar donde se espera un contacto estrecho de los componentes, siendo:

(A) el área del pilar en contacto con el hombro externo del cuello del implante

(B) el área del pilar en contacto con la conexión interna del implante

(C) el área del tornillo de tope en contacto con las roscas internas del implante.

El contacto entre el implante y el pilar en las tres áreas anteriores se evaluó de la siguiente manera: Se llevó a cabo la medición de la longitud lineal total del contacto apretado y no estanco en cada una de las 3 áreas. La longitud del contacto estanco lineal (TC) entre los componentes anteriores en la imagen en sección transversal se midió en mm y también se expresó como porcentaje de la longitud de contacto posible total de la zona de apoyo respectiva. Además, se examinó la calidad de las superficies en contacto, investigando la

presencia de anomalías superficiales, microrugosidad, microfisuras o cualquier otro desajuste entre las superficies en contacto.

Las unidades implante-pilar fueron cortadas en el microtomo y fotografiadas bajo diferentes aumentos (10X-500X) a través de un microscopio electrónico de barrido. Se reconstruyeron modelos de análisis de elementos finitos para cada una de las unidades implante-pilar usando las mediciones precisas de la SEM. Las diferencias de tensión, deformación y deformación para los tres pilares diferentes se calcularon utilizando ANSYS Workbench v13. (Mattheos N *et al.*, 2016)

En un estudio similar se evaluó tres diferentes tipo de implantes Strauman con sus respectivos *abutments* en cortes horizontales por medio de microscopia electrónica de barrido SU1510 con magnificaciones de 10x-500x y software image J, a las muestras se le realizaron mediciones en tres áreas de contacto del implante al *abutment* las cuales fueron:

- 1.El hombro del implante, que es el área de contacto externa del cuello del implante con el *abutment*, la longitud de contacto entre el *abutment* y el hombro del implante y se relacionaron estas dos medidas.
2. La conexión interna, la cual es el a área del contacto del *abutment* con la conexión interna del implante, la longitud del área de contacto de la conexión interna.
3. La rosca del tornillo de fijación, que es el área de contacto entre el tornillo y las roscas internas del implante, el número de roscas del tornillo en contacto con el área de apretamiento del implante.

Después de las mediciones realizadas en cada grupo se compararán (Mattheos N, 2017).

En otra investigación se realizó un análisis y un examen estructural de la rosca de tornillo o el aflojamiento del pilar en comparación con roscas de tornillo o pilar sin aflojamiento. El aflojamiento de las roscas de tornillo se comparó con la rosca sin aflojamiento de tres sistemas de implantes diferentes; Branemark (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suecia), Implant Innovations (Riverside Drive, Palm Beach Gardens, FL, EE.UU.) y Restore (Lifecore Biomedical, Chaska, Minnesota, EE.UU.). Se observaron un total de 16 aflojamientos de rosca (Grupo I) (5 Branemark, 4 Implant Innovation y 7 Restore), 10 roscas de tornillo sin aflojamiento (Grupo II) y 6 roscas recibidas por el fabricante (sin usar) Grupo III) como control (2 Branemark, 2 Implant Innovation y 2 Restore). Los tornillos de pilar sueltos fueron recuperados y analizados bajo SEM. Muchas alteraciones y deformaciones estaban presentes

en las concavidades y convexidades de las roscas del grupo I. No se observaron alteraciones o deformaciones macroscópicas en los grupos II y III. Se observó una diferencia estadística de la presencia de microfisuras entre las roscas con un aflojamiento del pilar y roscas de tornillo sin aflojamiento del pilar. Las roscas de tornillo se analizaron bajo SEM y para fractografía. El análisis realizado fue una caracterización de la microestructura y la iniciación de la grieta de fatiga en el nivel de rosca de los tornillos de los 3 grupos. La hipótesis en cuestión supuso que había diferencias entre los grupos.

La evaluación de las roscas del tornillo se realizó bajo SEM después del lavado [todas las muestras recuperadas se lavaron previamente] durante 5 min en acetona usando un equipo de limpieza por ultrasonidos. La superficie de las roscas de tornillo se evaluó con un microscopio electrónico de barrido Leo 435 VP (LEO, Cambridge, UK). Ambas muestras utilizadas fueron embebidas en una resina de glicolmetacrilato (Technovit 7200 VLC, Kulzer, Wehrheim, Alemania). Después de la polimerización, los especímenes se seccionaron longitudinalmente a lo largo del eje principal del tornillo con un disco de diamante de alta precisión a aproximadamente 150 μm y se trituraron hasta aproximadamente 30 μm con un sistema de precisión automático (Assing, Roma, Italia). Se obtuvieron tres cortes para cada tornillo. Las láminas se grabaron mediante una disolución en etanol de HF al 0,5% en agua destilada a 20°C y se observaron en microscopía óptica (Laborlux S, Leitz, Wetzlar, Alemania). El número de grietas y el estado de las roscas de los 3 grupos de muestras se examinaron bajo un microscopio de luz (Laborlux S, Leitz, Wetzlar, Alemania) conectado a una cámara de vídeo de alta resolución (3CCD, JVC KY-F55B) e interconectado a un monitor y PC (Intel Pentium III 1200 MMX).

Este sistema óptico se asoció con una almohadilla de digitalización (Matrix Vision GmbH) y un paquete de software con capacidades de captura de imágenes (Image-Pro Plus 4.5, Media Cybernetics Inc., Immagini & Computer Snc Milano, Italia). Las mismas muestras fueron pulverizadas con oro (Emitech K 550 Emitech Ltd. Ashford, Kent, Reino Unido) y evaluadas bajo microscopía electrónica de barrido (SEM LEO 435vp Cambridge, Reino Unido) para evaluar la microestructura del metal y las grietas. (Scarano *et al.*, 2007)

En otro estudio, se evaluó dos implantes dentales del mismo tipo casa comercial con diferente tratamiento, uno microarenado y otro grabado ácido en dos tipos de conexiones, hexágono

interno y hexágono externo, fueron examinados por microscopio electrónico de barrido con diferentes aumentos. El implante TTI (Torque Type® Implant I), con un implante con conexión hexagonal interna e implante TTX (Torque Type® Implant X), con una conexión hexagonal con conexión externa.

La macroestructura del diseño geométrico de los diferentes segmentos de la estructura, las características de la conexión protésica y la microestructura de la superficie del implante se analizaron mediante Scanning Electron Microscopio (Zeiss EVO-50, Cambridge, Reino Unido). La distancia de trabajo mantenida entre 9 y 12 mm, de acuerdo con los diferentes requisitos y tipos de muestras (Tetè *et al.*, 2012).

Tabla 1. Artículos que validan medidas tomadas en el estudio

Autores	Artículos	Medidas	Método
Binon <i>et al.</i>, 1995	<i>Evaluation of Machining Accuracy and Consistency of Selected Implants, Standard Abutments, and Laboratory Analogs</i>	Implante hexagono externo: diámetro coronal (cabeza); diámetro del cuerpo (ancho); altura del hexagono, y ancho de extensión hexagonal de plano a plano para las tres superficies opuestas. En <i>abutments</i> : ancho y longitud del cuello.	Micrómetro digital y microscopio micrométrico
Jaarda <i>et al.</i>, 1995	<i>Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws</i>	En tornillos de fijación: Diámetro de la cabeza del tornillo; longitud del tornillo; paso de rosca; diámetro mayor; diámetro del cuello; longitud del cuello; ancho de la cresta; y ancho de valle.	<i>Scanning electron microscopy</i> (SEM)
Lang <i>et al.</i>, 2003	<i>Evaluation of the Precision of Fit Between the Procera Custom Abutment and Various Implant Systems</i>	Diámetro de la cabeza del tornillo, el diámetro del vástago del tornillo y el diámetro de la porción roscada del tornillo, roscas del tornillo Altura de hexagono externo del implante Diametro interno de implantes	Medidores de avance y desactivación (para verificar las dimensiones del tornillo y del diámetro interior del tornillo) Calibrador electrónico
A. Scarano <i>et al.</i>, 2007	<i>SEM and fractography analysis of screw thread loosening in dental implants.</i>	Se observaron las roscas de los tornillos después de ser sometidos a cargas cíclicas.	<i>Scanning electron microscopy</i> (SEM)
Guzaitis <i>et al.</i>, 2011	<i>Effect of repeat screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology</i>	Realizaron el análisis de la superficie de implantes y tornillos de fijación (paso de rosca) antes y después de ser sometidos ante torque reverso.	<i>Scanning electron microscopy</i> (SEM)
A. Scarano <i>et al.</i>, 2011	<i>Analysis and structural examination of screw loosening in oral implants</i>	Se hace el análisis de microtextura de la superficie de los tornillos de fijación de los <i>abutments</i> en diferente sistemas de implantes	<i>Scanning electron microscopy</i> (SEM)

Autores	Artículos	Medidas	Método
Malaguti et al.,2011	<i>Dimensional Tolerances and Assembly Accuracy of Dental Implants and machined versus cast-on abutments</i>	SE evaluó el ancho del hexágono de un lado del hexágono y del lado opuesto.	<i>Scanning electron microscopy (SEM)</i>
Orsini et al.,2012	<i>Dental implant thread pitch and its influence on the osseointegration process: an in vivo comparison study.</i>	Evaluaron el paso de rosca de dos diferentes sistemas de implantes.	<i>Scanning electron microscopy (SEM)</i>
Tete et al., 2012	<i>Macroscopic and microscopic evaluation of a new implant design supporting immediately loaded full arch rehabilitation</i>	En implantes dentales: Longitud del cuello, Conicidad del cuello, Paso de rosca del implante, Profundidad de roscas, Ancho de rosca, Distancia rosca-rosca, Distancia Pico-Pico	<i>Scanning electron microscopy (SEM)</i>
Ryu et al.,2014	<i>The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading: a literature review</i>	Indica las diferentes partes y definiciones de un implante: micro roscas, paso de rosca, profundidad de las roscas y ancho de la cresta.	<i>Scanning electron microscopy (SEM)</i>
Arshad M. et al.,2018	<i>Effect of Repeated Screw Joint Closing and Opening Cycles and Cyclic Loading on Abutment Screw Removal Torque and Screw Thread Morphology: Scanning Electron Microscopy Evaluation</i>	SE evaluó las roscas de tornillos de fijación ante cargas cíclicas y los compararon con otros no usados.	<i>Scanning electron microscopy (SEM)</i>

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

Los implantes dentales son un conjunto de múltiples componentes, están conformados por el cuerpo del implante, el *abutment*, y la parte protésica. En los diseños convencionales de dos piezas el implante y el *abutment* se mantienen unidos por medio de un tornillo de fijación, quedando un *microgap* entre la conexión de estos. Varios estudios han indicado que una vez ocurre la oseointegración, el aflojamiento del tornillo y la reabsorción de la cresta ósea, son frecuentemente las complicaciones más comunes asociadas a los implantes dentales y en este tipo de fallas se han reportado relaciones directas con el tipo de conexión; dado que al enfrentarse el implante y el *abutment* a cargas repetitivas con la presencia de un *microgap* en su interface se produce pérdida de la precarga provocando el aflojamiento del tornillo, afectando el hueso de la cresta ósea alrededor de la conexión. Desde la percepción biológica, el *microgap* presente en la conexión actúa como un nicho bacteriano, favoreciendo procesos inflamatorios en los tejidos peri-implantarios generando finalmente reabsorción ósea. (Yao *et al.*, 2014) Resaltando la importancia de una conexión implante-*abutment* estable y fiable, siendo necesaria para la longevidad del implante en boca.

Actualmente, las casas fabricantes han propuesto el uso de conexiones implante- *abutment* que permitan una unión íntima y alta estabilidad evitando así la presencia de micro movimientos y futuros fracasos biológicos y mecánicos, las cuales permiten un acoplamiento mutuo y un contacto íntimo disminuyendo la presencia de *microgap* en la interfase generando una mejor distribución de fuerzas y tensiones. (Yao *et al.*, 2014)

Existen diferentes tipos de conexiones una de ellas es la conexión tipo hexágono interno activo; es la conexión en donde hay presencia de una característica geométrica en forma de hexágono que se extiende por debajo y por dentro de la superficie coronal del implante (5,5 mm), y que se caracteriza por mantener una especie de ajuste por fricción, donde no existe espacio entre los componentes de acoplamiento y las partes son literalmente forzadas entre sí. (Binon., 2000).

Actualmente se están implementando otras opciones de fabricación de *abutments* utilizando sistemas de diseño y fabricación asistida por computador (CAD / CAM) (Hamilton *et al.*,

2013); los cuales generan *abutments* capaces de producir un ajuste, asentamiento, contorno anatómico y corrección de angulaciones comparable con los *abutments* prefabricados y a la medida que se requieren (Ji-Man P *et al.*, 2014).

Hay poca evidencia que evalué la tolerancia de los tornillos de fijación y *abutments* prefabricados y personalizados. Paek *et al.*, [2016] sugieren que tanto el sistema personalizado como el prefabricado presentan buena estabilidad y son similares dimensionalmente; por el contrario, Mattheos *et al.*, [2016] sugieren que los pilares personalizados pueden presentar diferencias morfológicas críticas con respecto a los prefabricados. En efecto las diferencias en la geometría transversal producen grandes discrepancias en las áreas de contacto en términos de cantidad como de calidad, lo que puede traer implicaciones para la estabilidad a largo plazo de la prótesis. (Mattheos *et al.*, 2016). Es evidente que aún no existe información suficiente que resuelva estas controversias, además no existe literatura que evalué las diferencias morfológicas entre *abutments* prefabricados con sus homólogos de hexágono interno activo, los cuales tienen una amplia demanda; Por tal razón el propósito de este estudio fue evaluar la tolerancia de los tornillos de fijación y hexágono interno activo en *abutments* prefabricados y personalizados, para lo cual se utilizaron muestras de *abutments* y tornillos prefabricados con sus homólogos personalizados. Las imágenes se obtuvieron con microscopio electrónico de barrido a diferentes magnificaciones y se tomaron las medidas mediante un software y finalmente se compararon entre sí.

PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Cuál es la tolerancia de los tornillos de fijación y *abutments* de hexágono interno activo prefabricados y personalizados?

4.JUSTIFICACIÓN

El comportamiento biomecánico de los componentes protésicos están diseñados para mantener estable la conexión implante-*abutment*, soportar las cargas ejercidas sobre el sistema de implantes, disminuir la pérdida de la precarga y el aflojamiento del tornillo de fijación. (Junqueira *et al.*, 2013), El *abutment* se encuentra fijado al implante mediante un tornillo de fijación el cual será sometido a diferentes fuerzas verticales, horizontales y laterales que pueden provocar fallas mecánicas al presentarse en repetidas ocasiones durante las cargas oclusales (Kim *et al.*, 2009).

Los implantes presentan diferentes tipos de conexión con el fin de reducir la presencia de micromovimientos en la interfase *abutment*- implante, siendo una de ellas el Hexágono interno activo definido como la conexión de la interfase en la que existe una característica geométrica en forma de hexágono que se extiende por debajo y por dentro de la superficie coronal del implante, y se caracteriza porque presenta una unión de ajuste por “fricción”, donde no existe espacio entre los componentes de acoplamiento y las partes son literalmente forzadas entre sí; eliminando virtualmente el micromovimiento del *abutment* asociado directamente con el aflojamiento del tornillo. (Binon., 2000, Junqueira *et al.*, 2013)

En la actualidad se fabrican *abutments* personalizados por sistemas CAD CAM los cuales ofrecen ventajas en cuanto a la corrección de la angulación; por lo que existe una amplia demanda de este tipo de aditamentos. Los *abutments* personalizados pueden presentar importantes diferencias morfológicas en relación con los *abutments* prefabricados dando lugar a grandes diferencias en las áreas de contacto, tanto en términos de calidad como de cantidad evidenciándose un mal ajuste del *abutment* que conduce a un aumento de stress y tensión en la parte interna del implante, concluyendo que el contacto interno y externo entre el *abutment* y el implante apropiado es crucial para el éxito protésico a largo plazo y la prevención de complicaciones; por lo tanto, es importante comparar la tolerancia de tornillos de fijación y de *abutments* personalizados y prefabricados con sistemas de conexión tipo hexágono interno activo. (Mattheos *et al.*, 2016)

5.OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Evaluar la tolerancia de los tornillos de fijación y hexágono interno activo en *abutments* prefabricados y personalizados.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar las características dimensionales (*diámetro de la cabeza del tornillo, longitud del tornillo, longitud de paso de rosca, diámetro mayor, diámetro del cuello, longitud de cuello, ancho de la cresta, ancho del valle y ángulo de rosca*) de los tornillos de fijación de los sistemas de *abutment* personalizado y el prefabricado.
- Determinar las características dimensionales (*diámetro, perímetro del hexágono, y longitud de cada lado del hexágono*) de sistemas de *abutment* de hexágono interno activo personalizado y prefabricado.
- Comparar las características dimensionales (*diámetro de la cabeza del tornillo, longitud del tornillo, longitud de paso de rosca, diámetro mayor, diámetro del cuello, longitud de cuello, ancho de la cresta, ancho del valle y ángulo de rosca*) entre los tornillos de fijación de los sistemas de *abutment* personalizado y el prefabricado.
- Comparar las características dimensionales (*diámetro, perímetro del hexágono, y longitud de cada lado del hexágono*) de sistemas de *abutment* de hexágono interno activo personalizado y prefabricado.

SISTEMATIZACIÓN DE VARIABLES

VARIABLES INDEPENDIENTES (X)

SISTEMA DE ABUTMENT: Es el componente que se coloca o incorpora en la parte coronal de un implante dental oseointegrado, para conectar este con el o los dientes a reemplazar, los cuales pueden tener una fijación cementada o atornillada sobre el *abutment*.

HEXAGONO INTERNO ACTIVO: ES la conexión en donde hay presencia de una característica geométrica en forma de hexagono que se extiende por debajo y por dentro de la superficie coronal del implante y se caracteriza por un acoplamiento de ajuste por fricción, donde no existe espacio entre los componentes y las partes son literalmente forzadas entre sí (Binon., 2000)

FABRICACIÓN DE SISTEMAS DE ABUTMENTS

PREFABRICADO (Casa Comercial) Sistema realizado por la casa comercial con medidas estándar que permite exactitud en la conexión con el *abutment*.

PERSONALIZADOS (Customized / customised): Sistema realizado por laboratorios en donde por medio de un software con librerías de conexiones se pueden fabricar *abutments* de varios sistemas de implantes con técnica CAD CAM. (Catalogo Phibo).

VARIABLES DEPENDIENTES (Y)

TOLERANCIA: Es la diferencia entre la medida máxima y mínima o dimensión de la zona dentro de la cual ha de quedar la medida practica para que la pieza sea dada como válida. (Lara *et al.*, 2013).

TOLERANCIA DE TORNILLO DE FIJACIÓN: Es la diferencia entre la medida máxima y mínima o dimensión de la zona dentro de la cual ha de quedar la medida practica para que la pieza sea dada como válida de cualquier dispositivo que se utiliza para posicionar el pilar de implante dental sobre el cuerpo del implante dental. (Glossary of implant terms., 2017).
Medida en términos de:

- **Filete:** prismas en forma de hélice que se enrollan alrededor y a lo largo de un cilindro que se llama núcleo.

- **Diámetro de la cabeza del tornillo:** Es la superficie de apoyo adecuada para la herramienta de apriete de forma tal que se pueda alcanzar la fuerza necesaria sin que esta se rompa o deforme. Es la porción de mayor diámetro del tornillo.
- **Longitud del tornillo:** medida que se toma desde la zona donde termina la cabeza del tornillo hasta el final de la rosca
- **Longitud de paso de rosca:** distancia entre las crestas de dos filetes sucesivos. Es la distancia desde un punto sobre un filete hasta el punto correspondiente sobre el filete adyacente.
- **Diámetro mayor:** Grosor del tornillo medido en la zona de la rosca.
- **Diámetro del cuello:** Grosor en la zona no roscada del tornillo.
- **Longitud de cuello:** Distancia que está comprendida por la porción no roscada del tornillo.
- **Ancho de la cresta:** Es el diámetro exterior o mayor del filete. Grosor de la parte más externa del filete.
- **Ancho del valle:** Es el diámetro interior o menor del filete.
- **Angulo de rosca:** ángulo formado por dos filetes contiguos.

TOLERANCIA DE HEXÁGONO: Es un polígono convexo con seis lados iguales y seis ángulos iguales donde sus ángulos internos son congruentes midiendo 120° y sus ángulos externos miden 60° . Medida en términos de:

- **Diámetro:** Equivale a las áreas de seis triángulos equiláteros que se obtienen al unir el centro con los seis vértices
- **Perímetro:** Es seis veces la longitud de su lado
- **Longitud de cada lado del hexágono:** Se mide desde un vértice a otro.
- **Altura del Hexágono:** Longitud desde parte externa del cuello del hexágono del *abutment* hasta la parte interna de la plataforma protésica.

6. METODOLOGIA DEL PROYECTO

6.1 Tipo de estudio

Estudio descriptivo con asociación de variables.

6.2 Población y muestra

Población: Se utilizaron los sistemas de *abutments* de hexágono interno activo - prefabricado y personalizados.

Muestra:

Se utilizó una muestra no probabilística de 10 *abutments* (*hexágono y tornillo de fijación*) por cada uno de los sistemas evaluados; prefabricados y personalizados (ver tabla 3)

Tabla 2. Distribución de los grupos de estudio

<i>Grupo</i>	<i>N</i>	<i>Tipo de abutment</i>	<i>Marca</i>
<i>Control</i>	10	<i>Abutment de hexágono Interno activo (Friction fit) de 1.5 mm de profundidad con plataforma 3.5 mm en titanio, anti rotacional con su respectivo tornillo de fijación en titanio</i>	HLA3/3, ZIMMERBIOMET, Warsaw, Indiana, USA)
<i>Estudio</i>	10	<i>Abutment de hexágono Interno activo de plataforma 3.5 mm personalizado con conexión en titanio(Ti- Base) (Ti6Al4V), antirotacional con su respectivo tornillo de fijacion en titanio.</i>	<i>zfx11001154, ZFX, Dachau, Alemania)</i>

Criterios de inclusión y exclusión

Criterios de inclusión

Abutments de hexágono Interno Activo Prefabricados de plataforma 3.5mm de diámetro que tenga su homologo personalizado.

Criterios de exclusión

Abutments de hexágono Interno Activo prefabricados o personalizados de plataforma 3.5mm de diámetro que presentaron durante inspección con microscopio óptico a 80X los siguientes defectos de fabricación tanto en el tornillo de fijación como en el hexágono del *abutment*:

- Ángulos indefinidos entre los lados del hexágono
- Grietas en crestas y valles
- Rotura del cuello del tornillo.
- Doblez en el Tornillo
- Corrosión sobre la superficie del tornillo de fijación y/o hexágono del *abutment*.

6.3 Materiales y métodos

EVALUACIÓN DE LAS DIMENSIONES

Preparación de la muestra

Se tomaron 10 sistemas de *abutments* prefabricados *HEXAGONO INTERNO ACTIVO* de cada uno de los sistemas seleccionados y para cada uno de los sistemas se fabrico su homologo.

- **Hexágono interno activo prefabricado:** Marca, ZimmerBiomet Referencia, HLA3/3[®], Plataforma 3.5 mm de diametro.
- **Hexágono interno activo personalizado:** Marca: CAD CAM ZFX, Referencia: ZFX11001154[®], Plataforma de 3.5 mm de diámetro.

Para obtener los *abutments* homólogos, se solicitó al laboratorio ZFX el cual cuenta con el sistema CAD- CAM y la librería respectiva para la fabricación de los *abutments* de acuerdo a la referencia seleccionada.

Se verificó que cumplieran con los criterios de inclusión y exclusión descritos anteriormente.

Obtención de imágenes

La obtención de las imágenes tanto de los tornillos de fijación como de los hexágonos de los *abutments* de conexión interna activa; prefabricados y personalizados se realizó utilizando

un Microscopio electrónico de barrido (modelo JSM-6490LV, JEOL LTD., Boston, Massachusetts, USA.)

Sobre un portaobjetos metálico de 7 cm de diámetro, se fijaron las muestras (tornillos – hexágonos) con cinta adhesiva conductiva de carbono de doble cara de 8 mm de ancho (Carbon conductive tapes, double coated, 8 mmWx20mm L, TED PELLA, INC., Altadena, California, USA) para obtener el asentamiento total de la muestra sobre el portaobjetos los tornillos de fijación se ubicaron de forma horizontal donde solo la cabeza del tornillo estuvo en contacto con la cinta adhesiva (Carbon conductive tapes, double coated, 8 mmWx20mm L, TED PELLA, INC., Altadena, California, USA) y los *abutments* se posicionaron de dos maneras; vertical y horizontal; en dos momentos diferentes. Las muestras fueron enumeradas sobre el portaobjetos con un micropunta negro (Sharpie®, Worcester, Massachusetts, USA) ,posteriormente se ubicó el portaobjetos dentro del microscopio (modelo JSM-6490LV, JEOL LTD., Boston, Massachusetts, USA.) en alto vacío por 5 minutos

La unidad óptica-electrónica que genera el haz se desplazó sobre las muestras y mediante un sistema de registro fotográfico se capturaron 4 imágenes para el tornillo de fijación (tornillo completo, cabeza del tornillo, cuello y vástago) y 2 imágenes para el hexágono del *abutment* (vista horizontal y vista vertical), cada una a diferente magnificación y obtenidas en formato TIF (Ver tabla 4).

Tabla 3. Magnificación de las imágenes para cada variable analizada.

IMÁGENES		AUMENTO	ANGULACIÓN
TORNILLOS DE FIJACIÓN	Tornillo completo	13X	0°
	Cabeza	30X	0°
	Cuello	30X	0°
	Vástago	37X	0°
HEXÁGONOS DE LOS ABUTMENTS	Altura del hexágono (vista vertical)	30X	0°
	Hexágono (vista horizontal)	35X	7°
	Diametro máximo y mínimo hexagonal (vista horizontal)	19X	0°

Toma de mediciones

Una vez capturadas todas las imágenes de las muestras se registró el valor métrico en micras (μ) y en grados ($^{\circ}$) de forma individual por cada una teniendo en cuenta todas las variables medidas; tanto en los tornillos de fijación como en los *abutment* prefabricados y personalizados. La evaluación dimensional de las imágenes fue realizada a través del software (Image Jfiji[®], National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA) en donde se insertaron las imágenes en formato TIF mediante las opciones File>Open; se realizó la calibración de la escala métrica encontrada en la parte inferior de la imagen (Analyze > set scale, Know distance: 500, Unit of length: um; y se marcó Global) para iniciar con la toma de mediciones, estos valores métricos fueron arrojados por el software para determinar la medida específica por muestra tanto en sistemas personalizados como prefabricados.

(Mattheos *et al.*, 2016, Hamilton *et al.*, 2003, Martin *et al.*, 2016, Scarano *et al.*, 2016, Khraisat *et al.*, 2002, Mattheos., 2017, Scarano *et al.*, 2007, Tetè *et al.*, 2012).

TORNILLO DE FIJACIÓN

- 1. Longitud tornillo completo:** Distancia existente desde el punto medial externo de la cabeza del tornillo (a) hasta el punto medial del borde externo del vástago del tornillo (b), reportada en micras (ver figura 1). Sobre la imagen se posiciono un rectángulo en los puntos mencionados y mediante la opción Analyze>Plop profile se determinó la ubicación en cada punto. Finalmente se obtuvo el resultado del ancho del rectángulo mediante la opción Analyze> Measure.
- 2. Longitud tornillo parte activa:** Distancia existente desde el punto medial externo del cuello del tornillo (a) hasta el punto medial del borde externo del vástago del tornillo (b), reportada en micras (ver figura 2). Sobre la imagen se posiciono un rectángulo en los puntos mencionados y mediante la opción Analyze>Plop profile se determinó la ubicación en cada punto. Finalmente se obtuvo el resultado del ancho del rectángulo mediante la opción Analyze> Measure.
- 3. Longitud de la cabeza del tornillo:** Distancia existente desde un punto medial del borde superior de la cabeza del tornillo (a) hasta el punto medial del borde inferior del cabeza del tornillo (b); donde inicia el cuello del tornillo, reportada en micras (ver figura 3). Sobre la

imagen se posiciono un rectángulo en los puntos mencionados y mediante la opción Analyze>Plop profile se determinó la ubicación en cada punto. Finalmente se obtuvo el resultado del ancho del rectángulo mediante la opción Analyze> Measure.

- 4. Diámetro de la cabeza del tornillo:** Distancia existente desde un punto medial lateral de la cabeza del tornillo (a) al borde medial opuesto (b), reportada en micras (ver figura 4). Sobre la imagen se posiciono un rectángulo en los puntos mencionados y mediante la opción Analyze>Plop profile se determinó la ubicación en cada punto. Finalmente se obtuvo el resultado de la altura del rectángulo mediante la opción Analyze> Measure.
- 5. Longitud de cuello:** Distancia existente desde un punto medial del borde superior del cuello del tornillo (a) hasta el punto medial del borde inferior del cuello del tornillo (b); donde inicia la primera rosca, reportada en micras (ver figura 5). Sobre la imagen se posiciono un rectángulo en los puntos mencionados y mediante la opción Analyze>Plop profile se determinó la ubicación en cada punto. Finalmente se obtuvo el resultado del ancho del rectángulo mediante la opción Analyze> Measure.
- 6. Longitud de cuello del tornillo:** Distancia existente desde un punto medial del borde superior del cuello del tornillo (a) hasta el punto medial del borde inferior del cuello del tornillo (b); donde inicia la primera rosca, reportada en micras (ver figura 6). Sobre la imagen se posiciono un rectángulo en los puntos mencionados y mediante la opción Analyze>Plop profile se determinó la ubicación en cada punto. Finalmente se obtuvo el resultado del ancho del rectángulo mediante la opción Analyze> Measure.
- 7. Diámetro del cuello:** Distancia existente desde un punto medial lateral del cuello del tornillo (a), al borde medial opuesto (b), reportada en micras (ver figura 7) Sobre la imagen se posiciono un rectángulo en los puntos mencionados y mediante la opción Analyze>Plop profile se determinó la ubicación en cada punto. Finalmente se obtuvo el resultado de la altura del rectángulo mediante la opción Analyze> Measure.
- 8. Diámetro mayor del vástago:** Distancia existente entre dos puntos mediales sobre todo el lomo de la tercera cresta, reportado en micras (Ver figura 8). Sobre la imagen se posiciono una línea en los puntos mencionados y mediante la opción Analyze>Plop profile se determinó

la ubicación en cada punto. Finalmente se obtuvo el resultado del ancho de la línea mediante la opción Analyze> Measure.

- 9. Ancho de la cresta:** Distancia existente de filete (a) a filete (b) en uno de los lados del vástago ubicado en la tercera y quinta cresta, reportado en micras (Ver figura 9). Sobre la imagen se posiciono una línea en los puntos mencionados y mediante la opción Analyze>Plop profile se determinó la ubicación en cada punto. Finalmente se obtuvo el resultado del ancho de la línea mediante la opción Analyze> Measure, este procedimiento se hizo dos veces para determinar la medida del ancho de la cresta tercera y la quinta.
- 10. Longitud de paso de rosca:** Distancia existente desde el filete de la tercera cresta (a), al filete de la cuarta cresta (b), reportada en micras (ver figura 10). Mediante las opciones Analyze>Plop Profile se logró la ubicación más precisa desde el inicio de cada filete. Se midió mediante un rectángulo que al arrojar la medida del ancho del rectángulo permitió conocer la distancia existente de punto a punto; para conocer el resultado se marcó la opción Analyze> Measure
- 11. Ángulos de rosca:** Angulo formado por dos filetes contiguos, en donde el vertice está ubicado en la tercera y quinta cresta, reportada en grados (ver figura 11). Mediante la opción del programa que permite obtener el resultado de la medida de los angulos (<) se ubicaron dos líneas sobre las superficies rectas que formaron los angulos de las roscas a analizar y se obtuvo el resultado por medio de la opción Analyze> Measure
- 12. Ángulos de valle:** Angulo formado por dos filetes contiguos, entre la tercera y cuarta cresta y la quinta y sexta cresta, en donde el vertice está ubicado en el valle, reportada en grados (ver figura 12). Mediante la opción del programa que permite obtener el resultado de la medida de los angulos (<) se ubicaron dos líneas sobre las superficies rectas que formaron los angulos de las roscas a analizar y se obtuvo el resultado por medio de la opción Analyze> Measure
- 13. Angulo de asentamiento:** Angulo formdo por la union de la cabeza del tornillo y el vastago del tornillo, reportada en grados (Ver figura 13). Mediante la opción del programa que permite obtener el resultado de la medida de los angulos (<) se ubicaron dos líneas sobre las

superficies rectas que forman el ángulo a analizar y se obtuvo el resultado por medio de la opción Analyze> Measure.

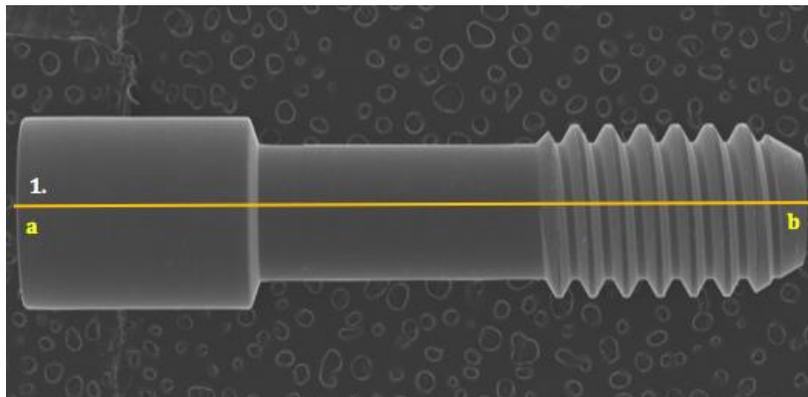


Figura 1
(1) Longitud tornillo completo: distancia entre a y b

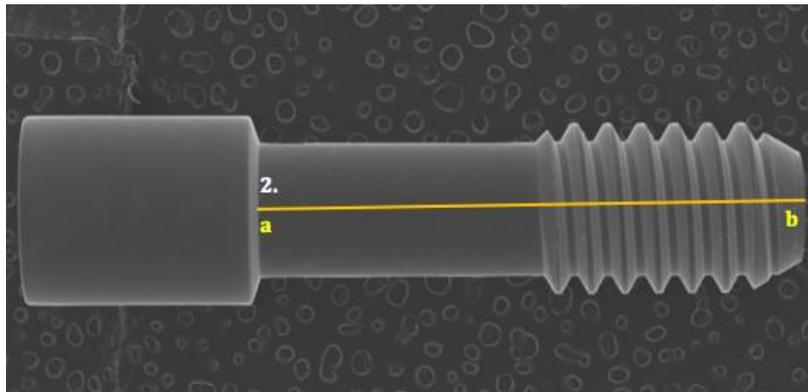


Figura 2
(2) Longitud tornillo parte activa: distancia entre a y b

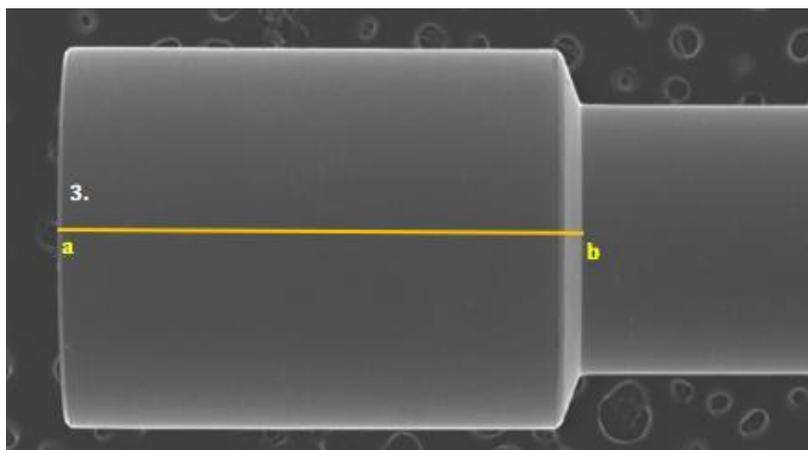


Figura 3
(3) Longitud cabeza del tornillo: distancia entre a y b.

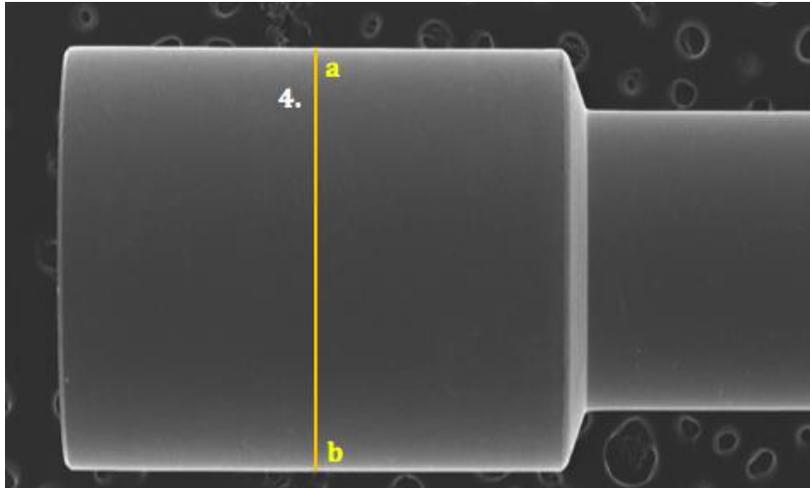


Figura 4.
(4) Diámetro cabeza del tornillo: distancia entre a y b.



Figura 5
(5) Longitud del cuello del tornillo: distancia entre a y b.

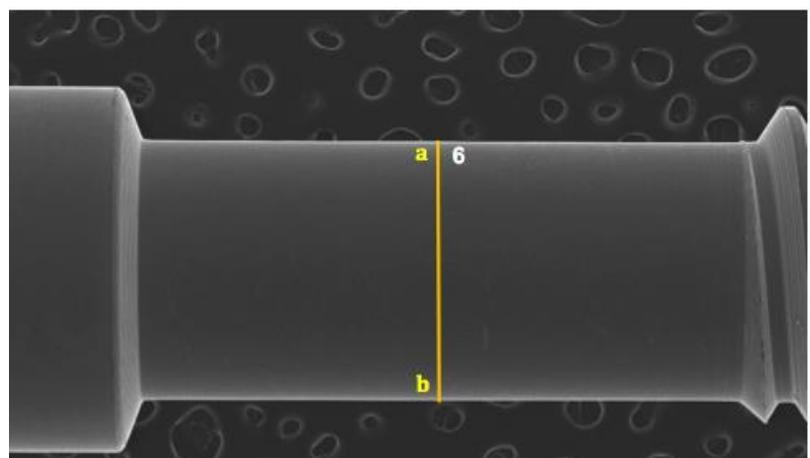


Figura 6
(6) Diámetro del cuello del tornillo: distancia entre a y b

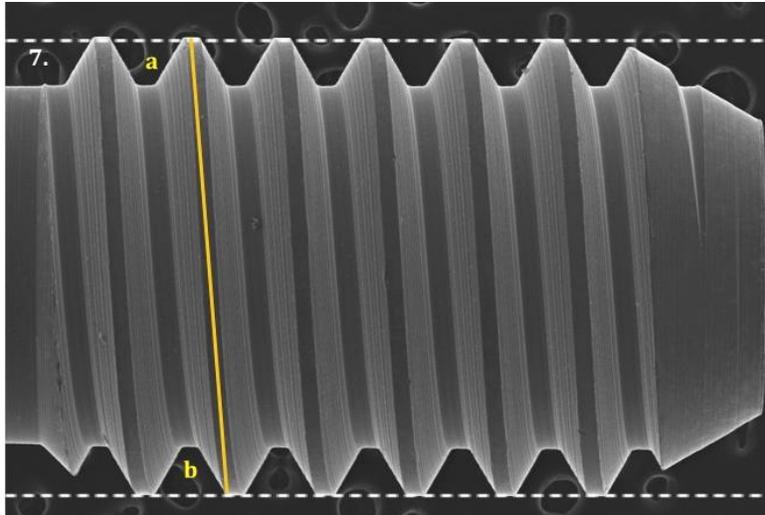


Figura 7
(7) Diámetro mayor del vástago: distancia entre a y b.

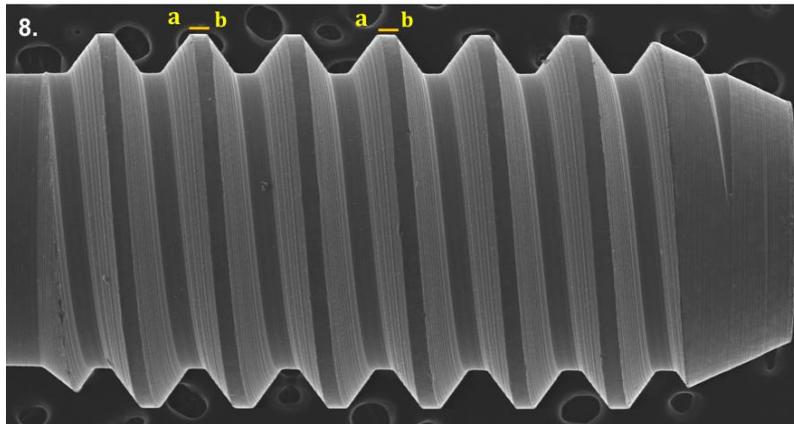


Figura 8
(8) Ancho de la tercera y quinta cresta del vástago: distancia entre a y b.

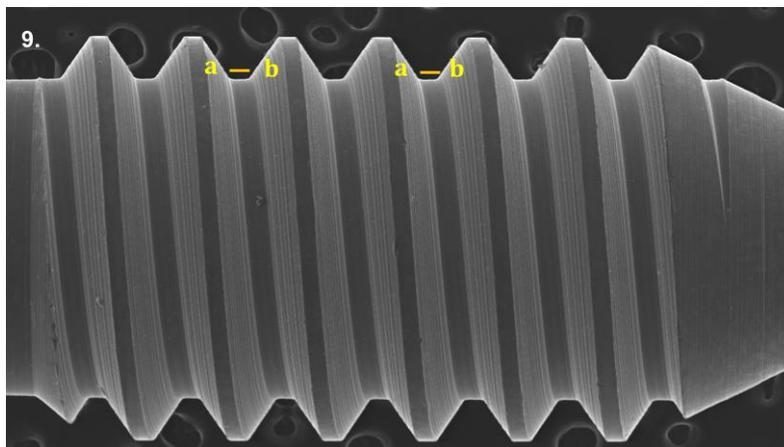


Figura 9
(9) Ancho del tercer y quinto valle del vástago: distancia entre a y b

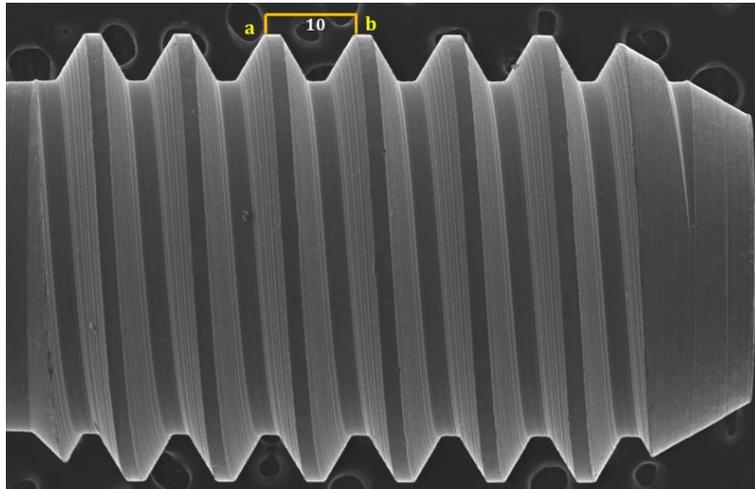


Figura 10
(10) Longitud de paso de rosca: distancia entre a y b.

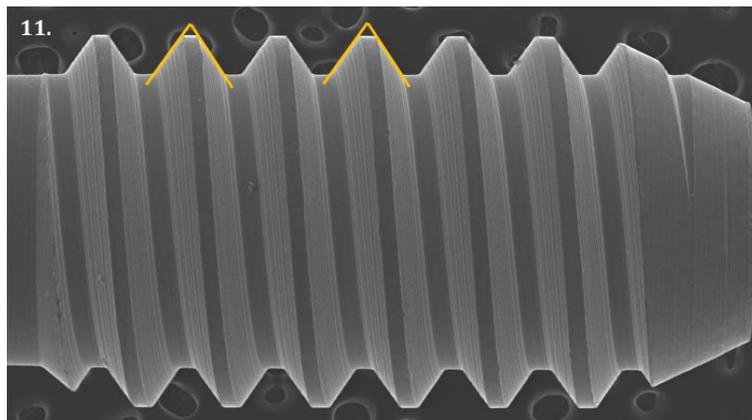


Figura 11
(11) Ángulo de rosca

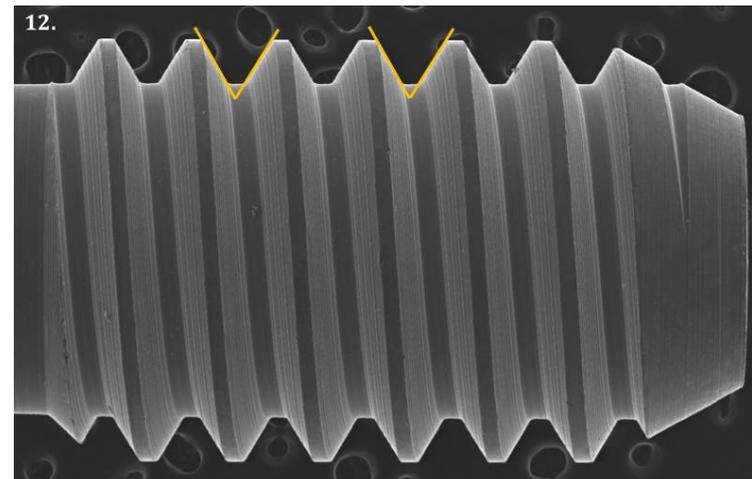


Figura 12
(12) Ángulo del valle

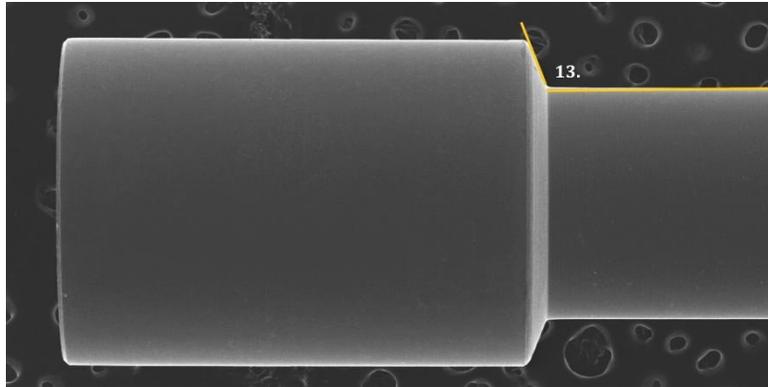


Figura 13
(13) Ángulo de asentamiento

HEXAGONO DEL ABUTMENT

1. **Altura del Hexágono:** Distancia existente desde parte media de la superficie externa del cuello del hexágono del *abutment* (a), hasta la parte media de la plataforma protésica (b), reportado en micras (ver figura 14).
2. **Perímetro:** Sumatoria de las longitudes de los seis lados mayores ($L1+L3+L5+L7+L9+L11$) y los seis lados menores ($L2+L4+L6+L8+L10+L12$), reportado en micras (ver figura 15).
3. **Ancho de extensión hexagonal:** Distancia existente desde el punto medio del lado 9 L9 (a), al lado opuesto (L3) (b), pasando por el centro del hexágono (ver figura 16).
4. **Longitud del lado mayor del hexágono:** Distancia existente en uno de los lados mayores de la imagen, de vértice (a) a vértice (b), reportado en micras (ver figura 17).
5. **Longitud del lado menor del hexágono:** Distancia existente en uno de los lados menores de la imagen, de vértice (a) a vértice (b), reportado en micras (ver figura 18).
6. **Diámetro máximo hexagonal:** Distancia existente desde la parte externa del diámetro máximo (a), a su punto opuesto (b), pasando por el centro del hexágono (ver figura 19).
7. **Diámetro menor hexagonal:** Distancia existente desde la parte interna del hexágono desde un punto (a), a su punto opuesto (b), pasando por el centro del hexágono (ver figura 20).

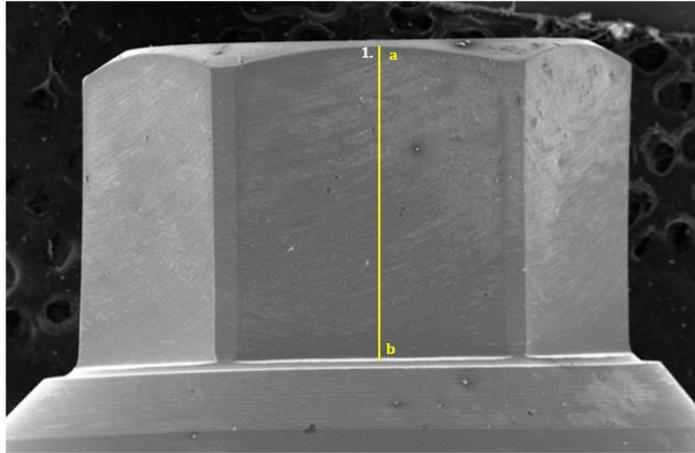


Figura 14

(1) Altura del hexágono: distancia entre a y b.

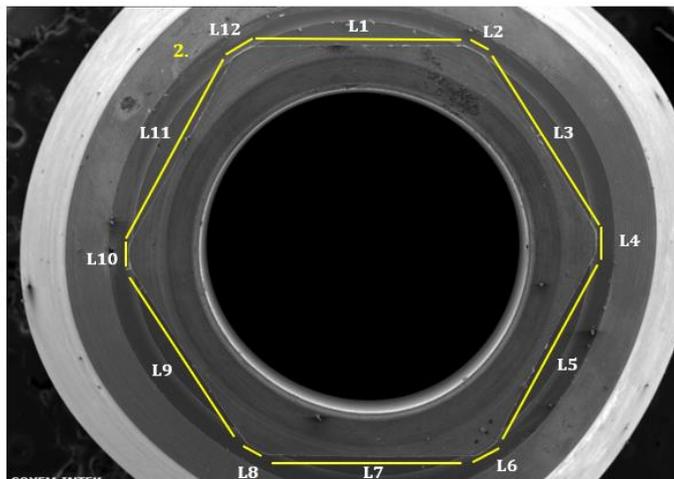


Figura 15

(2) Perímetro: sumatoria de la longitud de todos los lados:

(3) $L1+L2+L3+L4+L5+L6+L7+L8+L10+L11+L12$

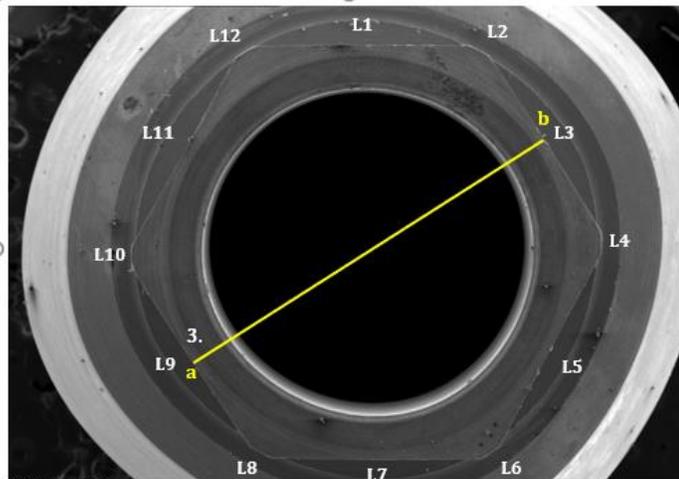


Figura 16

(4) Ancho de extensión hexagonal: distancia entre a y b

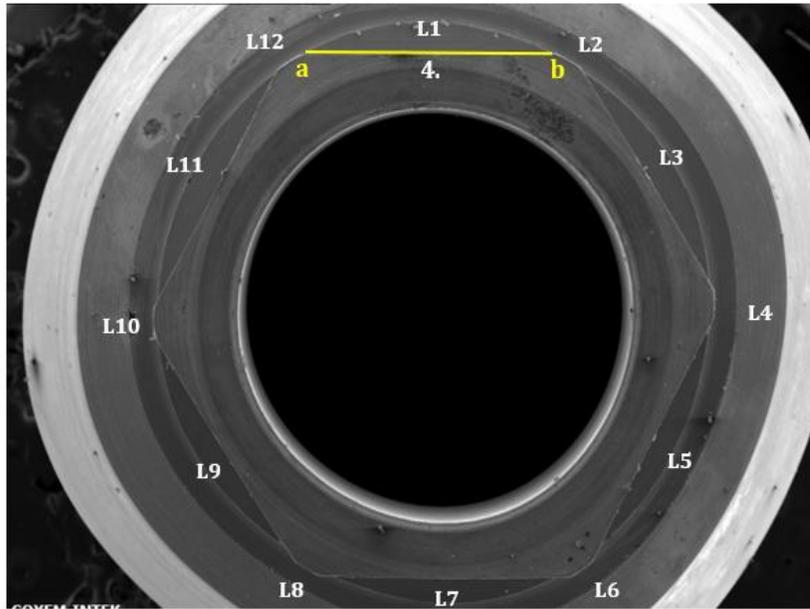


Figura 17

(4) Longitud del lado mayor del hexágono: distancia entre a y b.

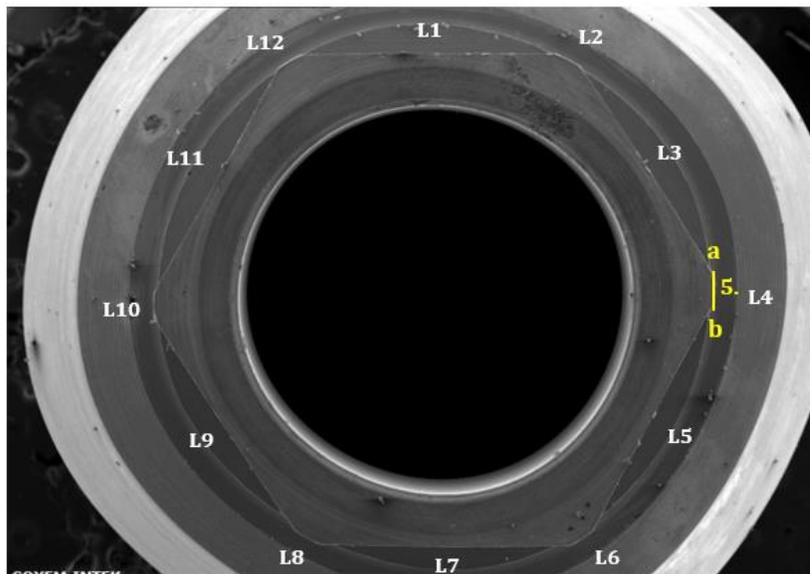


Figura 18

(5) Longitud del lado menor del hexágono: distancia entre a y b.

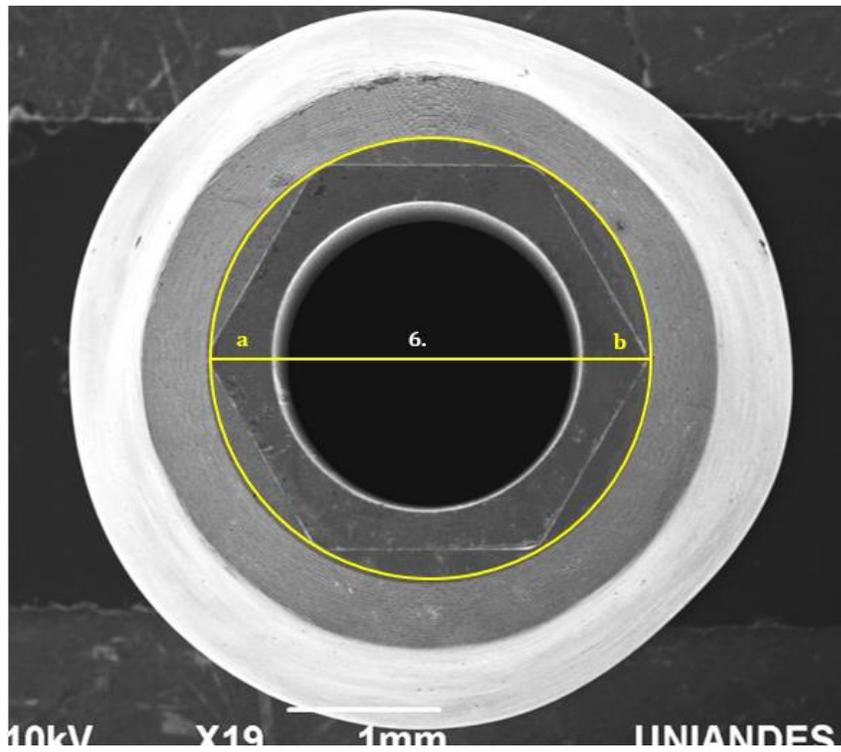


Figura 19

(6) Diámetro máximo hexagonal: distancia entre a y b.

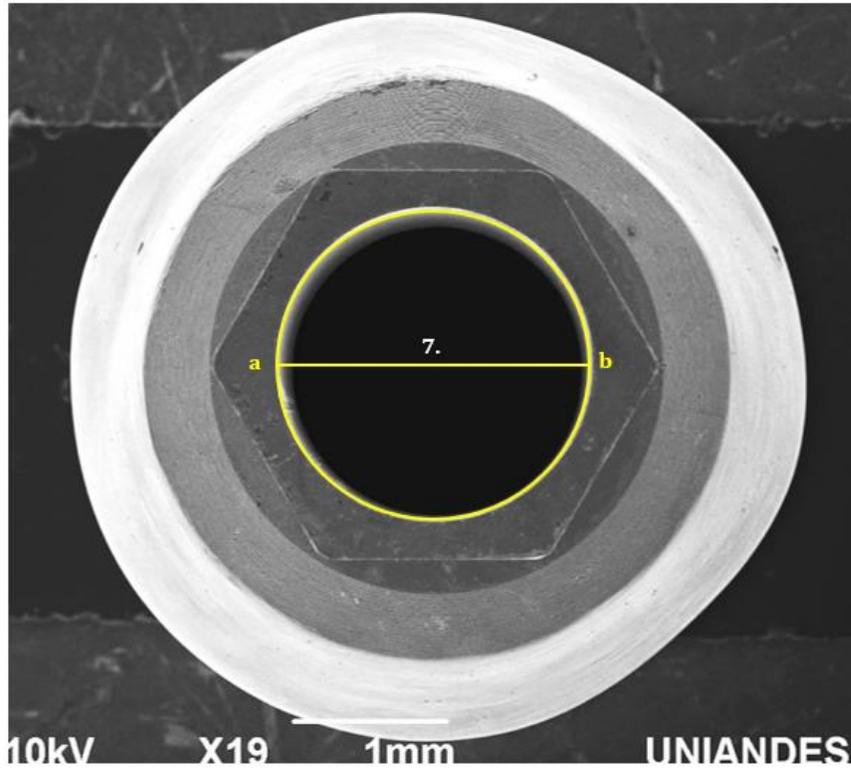


Figura 20

(7) Diámetro menor hexagonal: distancia entre a y b.

Calibración de Examinadores

Para la realización de las mediciones se llevó a cabo una fase de entrenamiento previo y calibración de examinadores en el uso del software ImageJfyi. Para el entrenamiento de los examinadores se realizó un entrenamiento inicial donde se utilizaron 2 y 6 imágenes de tornillos y *abutments*. Teniendo una base inicial de mediciones, se realizó la calibración inicial donde se utilizaron 5 imágenes diferentes de tornillos y *abutments* – en posición horizontal y vertical en las que se midieron todas las variables correspondientes al tornillo: longitud tornillo completo, longitud tornillo parte activa, longitud de la cabeza del tornillo, diámetro de la cabeza del tornillo, longitud de cuello, longitud de cuello del tornillo, diámetro del cuello, diámetro mayor del vástago, ancho de la cresta, longitud de paso de rosca, ángulos de rosca, ángulos de valle, ángulo de asentamiento y para las variables correspondientes a los hexágonos de los *abutments*: altura del Hexágono, perímetro, ancho de extensión hexagonal, longitud del lado mayor del hexágono, longitud del lado menor del hexágono, diámetro máximo hexagonal, diámetro menor hexagonal. Las mediciones dimensionales fueron tomadas en micras y las de los ángulos en grados.

Calibración Interexaminadores: Se compararon las mediciones realizadas sobre las imágenes por el examinador estándar con las realizadas por los 5 examinadores. Los datos se analizaron utilizando el coeficiente de correlación intraclase (ICC) donde se obtuvo un valor de [0.965-0.969] y se aceptó un valor mínimo de 0.8 para cada examinador.

Calibración Intraexaminadores: Una vez se establecida la calibración interexaminador con los examinadores que lograron una buena calibración, se realizó una calibración intraexaminadores donde se compararon las mediciones realizadas en 3 sesiones diferentes sobre las imágenes de los mismos 5 tornillos y 5 *abutments*, codificados a ciego de manera diferente para cada una de las sesiones. Los datos se analizaron utilizando el coeficiente de correlación intraclase (ICC) donde se obtuvo un valor de [0,953 – 0,999] y se aceptó un valor mínimo de 0.8 para cada examinador.

6.4. HIPÓTESIS

HIPÓTESIS NULA:

La tolerancia en los tornillos de fijación y en el hexágono del *abutment* del sistema de conexión hexágono interno activo fue similar entre *abutments* prefabricados y personalizados.

6.5 Plan de tabulación y análisis

Todos los datos de los sujetos evaluados se registraron en una base de Excel y se analizaron mediante el programa SPSS Statistics 22.0.0. y Epidat 4.2.

Se realizó análisis descriptivo de los datos a través de promedios y desviaciones estándar por cada una de las variables del tornillo de fijación y del hexágono del *abutment* y se evaluó la distribución de los datos por medio de prueba Shapiro-Wilk. Para la comparación de los grupos según cada una de las variables se utilizó prueba de t test para las variables del tornillo de fijación: ancho de la tercera y quinta cresta del vástago, ancho del tercer y quinto valle, ángulos de la tercera y quinta rosca y del tercer y quinto valle y la longitud del lado mayor del hexágono del *abutment*; mientras que las demás variables del tornillo y del hexágono del *abutment* fueron analizadas por medio de la prueba U Mann-Whitney. Todas las pruebas se realizaron con un nivel de significancia del 5% ($p < 0.05$).

Se calculó la diferencia de medidas entre los hexágonos de los *abutments* y sus respectivos tornillos de fijación prefabricados y personalizados con el fin de hacer el análisis de tolerancia de 25 micras reportado por la norma ISO 286-1 2010.

7.CONSIDERACIONES ETICAS

La Resolución numero 8430 de 1993; por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud; establece que al ser un estudio in vitro en materiales dentales en el cual no se utilizo ningun tipo de muestra invivo o ex vivo no tiene ningun tipo de consideración ética y no se considera una investigacion de riesgo ya que no se aplica en animales ni humanos.

8.RESULTADOS

Fase descriptiva

Al analizar las medidas descriptivamente se observo que los tornillos de fijacion personalizados en comparacion con los prefabricados presentaron promedios mas altos en longitud del tornillo completo, diametro de la cabeza del tornillo, ancho del valle A y B, longitud paso de rosca, angulo de rosca A y B, angulo de valle (a,b) y angulo de asentamiento. (Ver tabla 4)

Por otra parte, al analizar las medidas del hexagono del *abutment* en los personalizados todas las dimensiones presentaron los mayores promedios en comparacion con los prefabricados (Ver tabla 5); sin embargo no se observaron diferencias estadisticamente significativas.

Fase analitica

A pesar de que en ninguna de las dimensiones se observó diferencias estadísticamente significativas, teniendo en cuenta la norma ISO 286-1 2010, en la cual se establece que el valor maximo de tolerancia es de 25 micras; se observo que las mayores diferencias entre los tornillos personalizados y prefabricados fueron en las dimensiones: longitud del tornillo completo, longitud parte activa del tornillo, diametro cabeza del tornillo, longitud de cuello de tornillo, altura del hexagono del *abutment*, perimetro del hexagono del *abutment*, diametro maximo hexagonal y diametro menor hexagonal. (ver tabla 6 y 7)

Tabla 4. Comparación de las mediciones entre los tornillos de fijación de los *abutments* de conexión hexagonal interna activa prefabricados y personalizados

DIMENSIONES	PERSONALIZADO		PREFABRICADO		Valor p
	Promedio	DS	Promedio	DS	
Longitud tornillo completo*	8902.33	365.71	8786.33	486.17	0.65
Longitud tornillo parte activa*	5903.96	500.92	5997.34	431.95	0.97
Longitud cabeza tornillo*	1645.44	58.04	1669.43	52.97	0.132
Diámetro cabeza tornillo*	1389.92	129.38	1352.51	127.62	0.878
Longitud de cuello tornillo*	3306.26	317.4	3332.69	295.35	0.677
Diámetro cuello tornillo*	1691.69	22.05	1694.09	24.34	0.849
Diámetro mayor del vástago del tornillo*	1978.12	71.14	1982.44	73.94	0.621
Ancho de la cresta A (3ª cresta del vástago) *	41.87	7.66	46.99	8.42	0.172
Ancho de la cresta B (5ª cresta del vástago) *	41.87	7.66	46.99	8.42	0.172
Ancho del valle A (3er valle del vástago) *	60.97	19.17	56.62	23.47	0.655
Ancho del valle B (5º valle del vástago) *	60.97	19.17	56.62	23.47	0.655

DIMENSIONES	PERSONALIZADO		PREFABRICADO		Valor p
	Promedio	DS	Promedio	DS	
Longitud paso de rosca*	396.2	13.98	392.47	14.78	0.54
Ángulo de rosca A (3ª rosca superior)†	60.27	0.56	59.78	0.55	0.066
Ángulo de rosca B (5ª rosca superior) †	60.27	0.56	59.78	0.55	0.066
Ángulo de valle A (3er valle superior) †	60.25	0.55	60.1	0.6	0.573
Ángulo de valle B (5º valle superior) †	60.25	0.55	60.1	0.6	0.573
Ángulo de asentamiento †	120.2	11.02	118.16	9.9	0.94

* Mediciones en micras μ - † Mediciones en grados °

Tabla 5. Comparación de las mediciones entre los hexágonos de los *abutments* de conexión hexagonal interna activa prefabricados y personalizados

DIMENSIONES	PERSONALIZADO		PREFABRICADO		Valor p
	Promedio	DS	Promedio	DS	
Altura Hexágono del <i>Abutment</i> *	1670.22	114.01	1587.92	122.92	0.13
Perímetro Hexágono del <i>Abutment</i> *	8531.08	172.04	8470.46	144.30	0.472
Ancho de extensión Hexagonal*	1485.63	26.01	1479.31	23.30	0.545
Longitud del lado mayor del hexágono*	1556.82	60.88	1542.84	56.85	0.733
Longitud del lado menor del hexágono*	100.53	28.81	93.89	27.25	0.403
Diámetro máximo hexagonal*	2420.82	296.23	2355.05	297.49	0.85
Diámetro menor hexagonal*	1981.67	230.45	2027.94	235.54	0.602

* Mediciones en micras μ - † Mediciones en grados °

Tabla 6. Diferencia de promedios en micras μ tornillos de fijación

DIMENSIONES	PERSONALIZADO	PREFABRICADO	Diferencia en μ
Longitud tornillo completo	8902.33	8786.33	116*
Longitud tornillo parte activa	5903.96	5997.34	94*
Longitud cabeza tornillo	1645.44	1669.43	24
Diámetro cabeza tornillo	1389.92	1352.51	37*
Longitud de cuello tornillo	3306.26	3332.69	26*
Diámetro cuello tornillo	1691.69	1694.09	3
Diámetro mayor del vástago del tornillo	1978.12	1982.44	4
Ancho de la cresta A (3ª cresta del vástago)	41.87	46.99	5
Ancho de la cresta B (5ª cresta del vástago)	41.87	46.99	5
Ancho del valle A (3er valle del vástago)	60.97	56.62	4
Ancho del valle B (5º valle del vástago)	60.97	56.62	4
Longitud paso de rosca	396.2	392.47	4

* Valores > 25 μ . Tolerancia máxima aceptada ISO 286-1

Tabla 7. Diferencia de promedios en micras μ hexágonos

DIMENSIONES	PERSONALIZADO	PREFABRICADO	Diferencia en μ
	Promedio	Promedio	
Altura Hexágono del <i>Abutment</i>	1670.22	1587.92	83*
Perimetro Hexágono del <i>Abutment</i>	8531.08	8470.46	61*
Ancho de extensión Hexagonal	1485.63	1479.31	6
Longitud del lado mayor del hexágono	1556.82	1542.84	14
Longitud del lado menor del hexágono	100.53	93.89	7
Diámetro máximo hexagonal	2420.82	2355.05	65*
Diámetro menor hexagonal	1981.67	2027.94	46*
* Valores > 25 μ . Tolerancia máxima aceptada ISO 286-1			

9.DISCUSION

En este estudio se evaluaron las características dimensionales de tornillos de fijación y sus respectivos hexágonos de los *abutments* personalizados y prefabricados; analizando un total de 20 dimensiones, 13 para el tornillo de fijación que fueron: las longitudes del tornillo completo, de la parte activa, del paso de rosca y de la cabeza y el cuello; los diámetros de la cabeza, el cuello y el diámetro mayor del vástago, ancho de la tercera y quinta cresta del vástago, ancho del tercer y quinto valle, reportadas en micras (μ) y los ángulos de la tercera y quinta rosca, tercer y quinto valle y el ángulo de asentamiento, reportados en grados($^{\circ}$); mientras que para el hexágono del *abutment* se midieron 7 dimensiones: altura, perímetro, lado mayor, lado menor, diámetro máximo, diámetro menor y ancho de extensión hexagonal, reportadas en micras (μ).

A diferencia de otros estudios, este ha sido el que más dimensiones ha evaluado tanto para los tornillos como para los hexágonos; las mismas dimensiones del tornillo de fijación evaluadas en este estudio, excepto las longitudes del tornillo completo y de la cabeza, los ángulos de la tercera y quinta rosca, tercer y quinto valle y de asentamiento fueron también evaluadas por Jaarda *et al.*, [1995]. Por otro lado, los diámetros de la cabeza, el cuello y el diámetro mayor del vástago fueron evaluadas por Lang *et al.*, [2003] y la longitud del paso de rosca evaluada por Guzaitis *et al.*, [2011]. Para las dimensiones correspondientes a los hexágonos de los *abutments* a diferencia de Binon *et al.*, [1995] y Lang *et al.*, [2003] que midieron el diámetro máximo hexagonal del *abutment* y la altura del hexágono, se evaluó además el perímetro, el ancho de extensión hexagonal, la longitud del lado mayor y menor del hexágono y el diámetro menor. Estas dimensiones adicionales evaluadas son importantes porque la magnitud de la precarga está influenciada directamente por el diseño geométrico del tornillo presente en la interfaz implante-*abutment* que sumado a la precisión del ajuste de los componentes de acoplamiento permiten resistir las fuerzas oclusales y evitan complicaciones como el aflojamiento del tornillo y el desalojo de la restauración (Siamos *et al.*, 2002, Feitosa *et al.*, 2013, Butkevica *et al.*, 2016).

Al comparar los datos de las dimensiones de los dos grupos tanto para los tornillos como para los hexágonos, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas; por lo que se infiere que se pudo haber cometido un error tipo 2 ya que no fue un tamaño de muestra

calculado probabilísticamente sino que fue por conveniencia; sin embargo, con base en el parámetro de máxima tolerancia permitido de 25 micras establecido en la norma ISO 286-1 2010, se pudieron analizar los resultados dándole relevancia clínica al estudio.

Con base en este parametro se observo que los tornillos de fijacion personalizados presentaron discrepancias en longitud del tornillo completo, su parte activa y el diametro de su cabeza. Al analizar el impacto clinico de estas dimensiones se observa que son características del diseño que influyen directamente en la relación de torque/precarga (Jaarda *et al.*, 1995). Estas dimensiones son importantes para lograr el alargamiento del tornillo en el momento en el que se está realizando el apretamiento y generar estabilidad en el tiempo, es decir; los tornillos más largos con diferentes dimensiones respecto a las determinadas por el fabricante darán como resultado un menor alargamiento del cuerpo del tornillo debido al aumento del área de superficie; adicional a esto el efecto generado sobre la precarga y las variaciones geométricas afectarán también las propiedades mecánicas de los tornillos de retención protésicos; por lo cual no se recomienda utilizar un tornillo con dimensiones diferentes al fabricante; por otro lado, si la parte activa del tornillo es de menor dimensión se reducirá la presencia de fricción entre los componentes y se generaran complicaciones mecánicas y biológicas en la interfaz implante- *abutment* (Jaarda *et al.*, 1995, McGlumphy *et al.*, 1998, Schwarz *et al.*, 2000).

Hasta el momento no existen estudios que evaluen la tolerancia de sistemas de *abutments* prefabricados y personalizados; no obstante si se han comparado algunas dimensiones en sistemas de *abutment* de diferentes casas comerciales. Butkevica *et al.*, [2016] evaluó la longitud completa del tonillo de fijacion de las casas comerciales straumann, Astra Tech, 3i, Zimmer Dental, Nobel Biocare y SteriOss y al comparar los resultados se observó que las dimensiones fueron menores en este estudio; a pesar de estudiar la misma casa comercial, probablemente por la diferencia de métodos utilizados. Por otro lado, las dimensiones analizadas por Jaarda *et al.*, [1995] y Lang *et al.*, [2003] que tuvieron diferencia mayor a 25 micras según la norma ISO 286-1 2010 fueron el diámetro de la cabeza del tornillo, la longitud del paso de rosca, el diámetro mayor y el diámetro y longitud del cuello; por el contario el ancho de la cresta y el valle no presentaron diferencias mayores. Todo lo anterior sugiere que no es viable comparar las dimensiones de los mismos tipos de *abutments* fabricados por

diferentes casas comerciales debido a que cada una presenta sus propios criterios geométricos dimensionales.

No obstante, existen dos dimensiones estándares para todas las roscas de los tornillos - independientemente de la casa comercial que los fabrique que son los ángulos de las roscas y de los valles, los cuales presentan un ángulo promedio estándar de 60 grados establecido en la norma ISO 965-1:1998; lo cual permite que el torque de precarga aplicado al tornillo alargue el vástago para fijar los componentes metálicos y en este estudio dichos ángulos- tanto en los personalizados como en los prefabricados- tuvieron un promedio de 60°. (Shetty *et al.*, 2014)

Al comparar el hexágono del *abutment* personalizado con el prefabricado se observó que todas las dimensiones en los personalizados presentaron los mayores promedios sin ser resultados estadísticamente significativos y que la altura del hexágono, el perímetro y el diámetro superaron el margen de tolerancia de 25 micras establecido por la norma ISO 289-1 2010.

Con relación al hexágono del *abutment* Binon *et al.*, [1995] midió el diámetro máximo hexagonal del *abutment*, el cual al comparar con este estudio presentó una diferencia mayor a 25 micras y la altura del hexágono no tuvo diferencia con este parámetro; mientras que Lang *et al.*, [2003] quien evaluó estas mismas dimensiones mostró que ambas presentaban diferencias.

La validez del rango de tolerancia observada en este estudio para los sistemas de *abutments* de la casa comercial ZimmerBiomet se determinará una vez se puedan comparar con los valores de referencia reportados en las fichas técnicas de cada una de estas casas comerciales.

10. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Dentro de las limitaciones de este estudio, se concluyó que:

1. No hubo diferencias estadísticamente significativas en la tolerancia de sistemas de *abutments* prefabricados y personalizados.
2. Sin embargo, con base en el parámetro de máxima tolerancia permitida de 25 micras establecido por la norma ISO 286-1 2010 se observó que:
 - a. Los tornillos de fijación personalizados presentaron discrepancias en la longitud del tornillo completo, su parte activa y el diámetro de la cabeza.
 - b. Los hexágonos de los *abutments* personalizados presentaron discrepancias en la altura del hexágono, el perímetro y el diámetro.
3. Se necesitan más estudios de tolerancia que comparen sistemas de *abutments* prefabricados y personalizados con números de muestras más grandes, y estudios complementarios que comparen la precarga, y aflojamiento de los tornillos entre estos dos sistemas.

11. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Algraffee H, Borumandi F, Cascarini L. Review Peri-implantitis. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2012 Dec;50(8):689-94.
2. Algraffee H, Borumandi F, Cascarini L. Review Peri-implantitis. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2012 Dec;50(8):689-94.
3. Arshad M, Mahgoli H, Payaminia L. Effect of repeat screw joint Closing and Opening cycles and cyclic loading on abutments screw removal torque and screw Thread Morphology: Scanning electron microscopy evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2018 January/February;33(1):31-40.
4. Asvanund P, Morgano S. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *J Prosthet Dent.* 2011 Oct;106(4):266-71.
5. Bacchi A, Regalin A, Bhering CL, Alessandretti R, Spazzin AO. Loosening torque of universal abutment screws after cyclic loading: influence of tightening technique and screw coating. *J Adv Prosthodont.* 2015 Oct;7(5):375-9.
6. Baqain Z, Moqbel WY, Sawair FA. Early dental implant failure: risk factors. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2012 April;50(3):239-43.
7. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont.* 1995 Mar-Apr;8(2):162-78.
8. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Jan-Feb;15(1):76-94.
9. Braian M, De Bruyn H, Fransson H, Christersson C, Wennerberg A. Tolerance measurements on internal- and external-hexagon implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014 Jul-Aug;29(4):846-52.
10. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont.* 1993 Sep-Oct;6(5):435-9.
11. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* 1994 Jun;71(6):592-9.
12. Butkevica A, Nathanson D, Pober R, Strating H. Measurements of repeated tightening and loosening torque of seven different implant/abutment connection designs and their modifications: An in vitro study. *J Prosthodont.* 2016 Feb;27(2):153-161.
13. Cha HS, Kim YS, Jeon JH, Lee JH. Cumulative survival rate and complication rates of single-tooth implant; focused on the coronal fracture of fixture in the internal connection implant. *J Oral Rehabil.* 2013 Aug;40(8):595-602.
14. Chae SW, Kim YS, Lee YM, Kim WK, Lee YK, Kim SH. Complication incidence of two implant systems up to six years: a comparison between internal and external connection implants. *J Periodontal Implant Sci.* 2015 Feb;45(1):23-9.
15. Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ.* 2003 Aug;67(8):932-49.

16. Donati M, Ekestubbe A, Lindhe J, Wennström JL. Implant-supported single-tooth restorations. A 12-year prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2016 Oct;27(10):1207-1211.
17. Feitosa PC, De Lina AP, Silva-concilio LR, Brandt WC, Neves AC. Stability of external and internal implant connections after a fatigue test. *Eur J Dent.* 2013 Jul;7(3):267-71.
18. International standard organization(ISO) 965-1:2013. ISO general-purpose metric screw threads-Tolerances- Part 1: Principles and basic data.
19. Gil FJ, Herrero-Climent M, Lázaro P, Rios JV. Implant-abutment connections: influence of the design on the microgap and their fatigue and fracture behavior of dental implants. *J Mater Sci Mater Med.* 2014 Jul;25(7):1825-30.
20. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct;23 Suppl 6:202-16.
21. Guo Q, Lalji R, Le AV, Judge RB, Bailey D, Thomson W, Escobar K. Survival rates and complication types for single implants provided at the Melbourne Dental School. *Aust Dent J.* 2015 Sep;60(3):353-61.
22. Guzaitis KL, Knoernschild KL, Viana MA. Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology. *J Prosthet Dent.* 2011 Sep;106(3):159-69.
23. Hamilton A, Judge R, Palamara J, Evans C. Evaluation of the fit of CAD/CAM abutments. *Int J Prosthodont.* 2013 Jul-Aug;26(4):370-80.
24. International standard organization (ISO) 286-1:2010. ISO system of limits and fits- Part 1: bases of tolerances, deviations and fits.
25. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws. *J Prosthet Dent.* 1995 Oct;74(4):373-9.
26. Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent.* 2010 Aug;38(8):612-20.
27. Junqueira MC, Silva TE, Ribeiro RF, Faria AC, Macedo AP, de Almeida RP. Abutment rotational freedom evaluation of external hexagon single-implant restorations after mechanical cycling. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013 Dec;15(6):927-33.
28. Kapos T, Ashy LM, Gallucci GO, Weber HP, Wismeijer D. Computer-aided design and computer-assisted manufacturing in prosthetic implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24 Suppl:110-7.
29. Kapos T, Evans C. CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29 Suppl:117-36.
30. Kim SG, Park JU, Jeong JH, Bae C, Bae TS, Chee W. In vitro evaluation of reverse torque value of abutment screw and marginal opening in a screw- and cement-retained implant fixed partial denture design. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009 Nov-Dec;24(6):1061-7.

31. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11 Suppl 1:156-8.
32. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am.* 1998 Jan;42(1):71-89.
33. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent.* 2002 Dec;88(6):604-10
34. Khraisat A, Abu-Hammad O, Al-Kayed AM, Dar-Odeh N. Stability of the implant/abutment joint in a single-tooth external-hexagon implant system: clinical and mechanical review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2004;6(4):222-9.
35. Lang LA, Sierraalta M, Hoffensperger M, Wang RF. Evaluation of the precision of fit between the Procera custom abutment and various implantsystems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003 Sep-Oct;18(5):652-8.
36. Lang LA, Wang RF, May KB. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *J Prosthet Dent.* 2002 Jan;87(1):74-9.
37. Lara E. Ingeniería inversa, desarrollo tecnológico y construcción de un tornillo sin fin de una caja reductora [tesis doctoral]. Facultad de tecnologías. Pereira: Universidad tecnológica de Pereira; 2013.
38. Malaguti G, Denti L, Bassoli E, Franchi I, Bortolini S, Gatto A. Dimensional tolerances and assembly accuracy of dental implants and machined versus cast-on abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2011 Jun;13(2):134-40.
39. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent.* 2001 Jul;86(1):24-32.
40. Mattheos N, Larsson C, Ma L, Fokas G, Chronopoulos V, Janda M. Micromorphological differences of the implant-abutment junction and in vitro load testing for three different titanium abutments on Straumann tissue level implants. *Clin Oral Implants Res.* 2017 Apr 11.
41. Mattheos N, Li X, Zampelis A, Ma L, Janda M. Investigating the micromorphological differences of the implant-abutment junction and their clinical implications: a pilot study. *Clin Oral Implants Res.* 2016 Nov;27(11):e134-e143.
42. Michalakis KX, Calvani PL, Muftu S, Pissiotis A, Hirayama H. The effect of different implant-abutment connections on screw joint stability. *J Oral Implantol.* 2014 Apr;40(2):146-52.
43. Oral implantology. Glossary of implant terms. *J Oral Implantol.* 2007; Suppl 1:2-14.
44. Orsini E, Giavaresi G, Trirè A, Ottani V, Salgarello S. Dental implant thread pitch and its influence on the osseointegration process: an in vivo comparison study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Mar-Apr;27(2):383-92.
45. Park JM, Lee JB, Heo SJ, Park EJ. A comparative study of gold UCLA-type and CAD/CAM titanium implant abutments. *J Adv Prosthodont.* 2014 Feb;6(1):46-52.

46. Paek J, Woo YH, Kim HS, Pae A, Noh K, Lee H, Kwon KR. Comparative analysis of screw loosening with prefabricated abutments and customized CAD/CAM abutments. *Implant Dent.* 2016 Dec;25(6):770-774.
47. Phibo.com, Phibo dental solutions. Barcelona España; 16 marzo 2012. Disponible en: <http://www.phibo.com/img/catalogos/Instrucciones%20de%20uso%20Syntesis.pdf>.
48. Ryu HS, Namgung C, Lee JH, Lim YJ. The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading: a literature review. *J Adv Prosthodont.* 2014 Dec;6(6):547-54.
49. Scarano A, Quaranta M, Traini T, Piattelli M, Piattelli A. SEM and fractography analysis of screw thread loosening in dental implants. *Int J Immunopathol Pharmacol.* 2007 Jan-Mar;20(1 Suppl 1):19-22.
50. Scarano A, Valbonetti L, Degidi M, Pecci R, Piattelli A, de Oliveira PS, Perrotti V. Implant-abutment contact surfaces and microgap measurements of different implant connections under 3-dimensional X-ray microtomography. *Implant Dent.* 2016 Oct;25(5):656-62.
51. Scarano A, Murmura G, Sinjari B, Sollazzo V, Spinelli G, Carinci F. Analysis and structural examination of screw loosening in oral implants. *Int J Immunopathol Pharmacol.* 2011 Apr-Jun;24(2 Suppl):77-81.
52. Scheller H, Urgell JP, Kultje C, Klineberg I, Goldberg PV, Stevenson-Moore P, Alonso JM, Schaller M, Corria RM, Engquist B, Toreskog S, Kastenbaum F, Smith CR. A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998 Mar-Apr;13(2):212-8.
53. Shemtov-Yona K, Rittel D, Machtei EE, Levin L. Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part II: failure analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014 Apr;16(2):178-84.
54. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol.* 2002;28(2):67-73.
55. Tetè S, Zizzari V, De Carlo A, Sinjari B, Gherlone E. Macroscopic and microscopic evaluation of a new implant design supporting immediately loaded full arch rehabilitation. *Ann Stomatol (Roma).* 2012 Apr;3(2):44-50.
56. The glossary of prosthodontic terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent.* 2017 May;117(5S):e1-e105.
57. Vianna Cde A, Delben JA, Barão VA, Ferreira MB, dos Santos PH, Assunção WG. Torque stability of different abutment screws submitted to mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013 Sep-Oct;28(5):e209-14.
58. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: overview. *J Oral Implantol.* 2003;29(5):242-5.
59. Yao KT, Kao HC, Cheng CK, Fang HW, Huang CH, Hsu ML. The potential risk of conical implant-abutment connections: The antirotational ability of cowell implant system. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015 Dec;17(6):1208-16.
60. Yao KT, Kao HC, Cheng CK, Fang HW, Yip SW, Hsu ML. The effect of clockwise and counterclockwise twisting moments on abutment screw loosening. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct;23(10):1181-6.

61. Yao J, Tang H, Gao XL, McGrath C, Mattheos N. Patients' expectations to dental implant: a systematic review of the literature. *Health Qual Life Outcomes*. 2014 Oct 29;12:153.
62. Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. *Implant Dent*. 2005 Dec;14(4):378-82.