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

Jessica Tatiana Estupiñan Ayala
Andrea Gómez García
Ángela María Pulido Stellabatti

UNIVERSIDAD EL BOSQUE
PROGRAMA DE PROSTODONCIA- FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
BOGOTA DC.- JULIO 2018

HOJA DE IDENTIFICACION

Universidad	El Bosque
Facultad	Odontología
Programa	Odontología
Título:	Evaluación de la tolerancia de tornillos de fijación y *abutments* de conexión hexagonal interna pasiva prefabricados y personalizados.
Línea de investigación:	Estudios de biomecánica en oseointegración
Tipo de investigación:	Posgrado /línea docente
Instituciones participantes	Bhsalud Saludtec
Residentes:	Jessica Tatiana Estupiñan Ayala Andrea Gómez García Ángela María Pulido Stellabatti
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 DARÍO NEIRA ARAGÓN	Director Programa de Prostodoncia
RENE ROJAS BENAVIDES	Coordinador Programa 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	**19**
4. Justificación	**21**
5. Objetivos	**22**
6. Metodología del Proyecto	**23**
6.1 Tipo de estudio	**23**
6.2 Población y muestra	**23**
6.3 Métodos y técnicas para la recolección de la información	**26**
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 PASIVA PREFABRICADOS Y PERSONALIZADOS

Los *abutments* de conexión hexagonal interna son los más utilizados debido a su comportamiento mecánico y la buena relación que logra con los tejidos periemplantares, estos regularmente son diseñados, prefabricados y distribuidos por sus respectivas casas comerciales. Actualmente se han propuesto *abutments* personalizados con diseños y características dimensionales análogas a los prefabricados con el fin de facilitar la individualización de cada caso protésico, sin embargo, no existen estudios que evalúen que tan similares son sus dimensiones. 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 pasiva 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. Loa análisis se realizaron sobre microfotografías obtenidas con el SEM a través del software Image Jfiji ®. 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. Todas las medidas fueron realizadas por evaluadores calibrados (ICC>0.8). Al analizar los resultados se observó que no existen diferencias estadísticamente significativas en los *abutments* personalizados y prefabricados en ninguna de las mediciones – tanto en el tornillo como en el hexágono, sin embargo se observó que el sistema personalizados superó el margen de tolerancia para el tornillo en las medidas longitudinales de: el tornillo completo, de su parte activa y de cabeza del tornillo así como también del diámetro mayor del vástago; y para el hexágono en las mediciones de altura, perímetro, diámetro máximo y diámetro menor hexagonal. Aunque estas diferencias en los márgenes de tolerancia podrían llegar de tener impacto en el comportamiento mecánico de los *abutments*, los resultados de este estudio sugieren que los *abutments* personalizados podrían ser utilizados exitosamente.

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

ABSTRACT

EVALUATION OF TOLERANCE OF ANCHORS AND PREFABRICATED PERSONALISED INTERNAL PASSIVE HEXAGONAL CONNECTION ABUTMENTS

Internal hexagonal connection abutments are the most used due to their mechanical behaviour and good relation with peri-implant tissues. These are regularly designed, prefabricated and distributed by the manufacturing companies. Currently there are proposals of personalised abutments with similar designs and dimensional characteristics of prefabricated ones aimed at facilitating individualisation of each prosthetic case. However, there are no studies which evaluate how similar their dimensions are; therefore, the aim of this study was to evaluate the tolerance of anchor screws and prefabricated personalised internal passive hexagonal connection abutments. 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 (°). 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 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. It was observed however, that the personalised system surpassed the tolerance margin for the screw in longitudinal dimensions of: the complete screw, its active portion, head, shank's largest diameter and for the hexagon in height, perimeter, maximum and minimum diagonal diameter. Even though these differences in the marginal tolerances could impact the abutment's mechanical performance, results suggest they could be successfully used.

Key words: Dental *Abutments,* Internal Hexagonal Connection, Geometric Dimensioning, Tolerancing,

1. INTRODUCCIÓN

Los *abutments* son una parte del implante dental que sirve para sostener y/o retener una prótesis o corona (the glossary of prosthodontic terms). Los hay de tipo hexágono interno, hexágono externo y cono morse. Actualmente se fabrican unos nuevos que son personalizados los cuales tienen unas ventajas con respecto a los prefabricados como lo es el costo, permite individualizar cada caso corrigiendo la angulación y la profundidad del implante y los contornos de la encía (Paek *et al.,* 2016).

En estudios clínicos a 5 años se han reportado diferentes tipos de fallas mecánicas en los abutments prefabricados tales como; fractura del tornillo o del *abutment* en un 0.4% (Urdaneta *et al*., 2010; Kreissl *et al.,* 2007), perdida del abutment o del tornillo en un 8.8% (Schneider *et al*., 2011; Bonde *et al*., 2010; Krennmair *et al.,* 2010; Schmidlin *et al*., 2010; Urdaneta *et al.,* 2010; MacDonald *et al.,* 2009; Gotfredsen., 2009; Jemt., 2009; Jemt., 2008; Kreissl *et al.,* 2007; Wennstro¨ m *et al.,* 2005; Bra¨gger *et al*., 2005; Haas *et al.,* 2002; Gibbard & Zarb., 2002; Vigolo & Givani., 2000; Andersson *et al.,* 1998; Scheller *et al.,* 1998; Henry *et al.,* 1996), pérdida de retención 4.1% (Schneider *et al.,* 2011; Krennmair *et al.,* 2010; Schmidlin *et al.,* 2010; Gotfredsen., 2009; Schropp & Isidor., 2008; Romeo *et al.,* 2006; Romeo *et al.,* 2004; Palmer *et al.,* 2000; Vigolo & Givani., 2000; Scheller *et al.,* 1998), delaminación de la cerámica en un 3.5% (Schneider *et al*., 2011; Bonde *et al*., 2010; Krennmair *et al*., 2010; Schmidlin *et al.,* 2010; Urdaneta *et al.,* 2010; Gotfredsen., 2009; Kreissl *et al*., 2007; Romeo *et al*., 2006; Bra¨gger *et al*., 2005; Romeo *et al.,* 2004; Andersson *et al*., 1998; Scheller *et al.,* 1998) y el aflojamiento de los tornillos de fijación el cual ha sido reportado como un problema mecánico con incidencia del 4.29% (Kreissl *et al.,* 2007; Malaguti *et al*., 2011; Martin *et al.,* 2001; Binon *et al*., 2000; Schwarz *et al*., 2015; Wittneben JG., 2014; Pjetursson *et al.,* 2004; Mangano *et al*, 2008).

En un estudio epidemiológico se describió que el mayor porcentaje de aflojamiento se da durante el primer año, donde evaluaron 92 implantes únicos de los cuales el 26% presentó este tipo de falla; sin embargo, posterior a esto se realizó un nuevo apretamiento y se estableció que la frecuencia de esta falla tenía una tendencia a disminuir (Jemt *et al*., 1991).

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 mejores opciones protésicas y además proporcionando diferentes opciones de reparación, diseño y fabricación asistida por ordenador (CAD / CAM). (Johansson *et al*., 2009).

Hay poca evidencia que haya evaluado la tolerancia de los tornillos de fijación prefabricados y personalizados con respecto a sus respectivos *abutments*. 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 -tanto 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.

Por tal razón el propósito de este estudio fue evaluar la tolerancia de los tornillos de fijación y hexágono interno pasivo en *abutments* prefabricados y personalizados; para lo cual se utilizaron muestras de tornillos pasantes y *abutments* de conexión pasiva con sus homólogos personalizados; las imágenes se obtuvieron por microscopio electrónico de barrido a diferentes magnificaciones y se analizaron mediante un software en el cual se tomaron las medidas y se compararon 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 practica 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, SCIENCEDIRECT, 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

Actualmente los implantes dentales son una alternativa de tratamiento muy utilizada para la restauración y reemplazo de dientes ausentes. La restauración definitiva de los implantes requiere de un elemento protésico o *abutment* insertado al implante por medio de un conector o tornillo de fijación que permite posicionarlo sobre el cuerpo del implante logrando un soporte para la inserción de la restauración definitiva. (Glossary of implant terms. 2017).

La conexión de interfaz implante-pilar puede darse a partir de una conexión interna o externa. Se ha mostrado que las conexiones internas del implante presentan una mayor estabilidad y una mejor distribución de la fuerza como resultado de su capacidad para disipar las cargas laterales profundamente dentro del implante, protegiendo mejor el tornillo de fijación de la tensión; sino también debido al acoplamiento de la pared interna ya que crea un cuerpo rígido unificado entre el implante y el *abutment* que permite resistir la apertura de la unión de estos y por lo tanto evitar el micro movimiento. Sin embargo la superficie de conexión del *abutment* en las conexiones internas del implante puede dar lugar a una mayor tensión absoluta en la zona cervical; lo cual puede generar un mayor riesgo de resorción ósea marginal o fractura. Aunque hay estudios que muestran que la resistencia a la fractura en los

sistemas de implantes con una fijación externa es igual o superior a aquellos con fijación interna la literatura apoya un tornillo de aleación de oro con una cabeza plana, hexagonal interna o cuadrada (Gupta *et al*., 2015).

La conexión implante – *abutment* puede generar una micro brecha que resulta en problemas biológicos y mecánicos; como peri implantitis y/o fallas asociadas a la fatiga del tornillo. Se ha reportado un efecto adverso que incluye la pérdida del tornillo y la rotación de este. Los problemas mecánicos demuestran que los micro movimientos pueden producir posible pérdida o fractura debido a la fatiga del tornillo del pilar retenido (Gil *et al.,* 2014). El incremento en las incidencias de rotación del *abutment* y fractura, perdida del tornillo y reducción de la precarga son reportadas con pobre adaptación en la interface implante – *abutment.* Los valores de la precarga decrecen en un 30% lo que puede predecir un incremento de la pérdida del tornillo.

Un seguimiento a largo plazo de estudios informo varias complicaciones protésicas, como son el aflojamiento de los tornillos, su fractura, y otros componentes de fracaso. Sin embargo, el aflojamiento del tornillo del pilar es una de las complicaciones más comunes de los implantes dentales. Cuando se aplica una carga oclusal, una flexión y un momento de torsión son contrarrestados por la conexión implante-pilar unida por el tornillo del abutment (Yao *et al*., 2012).

La razón fundamental para el aflojamiento de la conexión implante – pilar es la perdida de la precarga en el tornillo del pilar y el consiguiente fracaso debido al desenrosque o la fatiga del material del tornillo (Gil *et al*., 2012).

En un estudio epidemiológico se describió que el mayor porcentaje de aflojamiento se da durante el primer año, donde evaluaron 92 implantes únicos de los cuales el 26% presentó este tipo de falla; sin embargo, posterior a esto se realizó un nuevo apretamiento y se estableció que la frecuencia de esta falla tenía una tendencia a disminuir (Jemt *et al*., 1991).

Otro estudio que evaluó la tasa de supervivencia de 312 implantes únicos con conexión cono Morse a un año encontró complicaciones protésicas como aflojamiento del implante y del pilar con un porcentaje del 0.6% (Mangano *et al*, 2008).

El aflojamiento del tornillo de fijación ha sido reportado como una de las complicaciones más comunes de las restauraciones protésicas sobre implantes dentales principalmente en el maxilar superior, lo cual se sustenta en estudios donde se observó un aflojamiento de los tornillos en el 49% de las prótesis sobre implantes únicos de los maxilares y el 20,8% de las prótesis mandibulares durante un período de 3 años. Además, en las restauraciones de dientes individuales, se evaluó que el 57% de los tornillos de fijación se aflojaron durante el primer año, y sólo el 37% se mantuvo estable a lo largo de 3 años de seguimiento (Jemt *et al*., 1990). Una revisión de la literatura más reciente del mismo autor informó una disminución en la incidencia de aflojamiento del tornillo de fijación del 12,7% a un seguimiento de 5 años (Jemt *et al*., 1992); sin embargo, aunque no hay muchos estudios recientes la conexión del tornillo de fijación a través del implante y el *abutment* todavía parece ser la parte más débil de esta unidad. Falta evidencia científica para demostrar la necesidad de precisión entre el implante y el *abutment* para la longevidad de este a largo plazo.

Varios estudios retrospectivos han evaluado las tasas de complicaciones biológicas y mecánicas; donde 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).

La tecnología CAD CAM ha revolucionado el diseño y producción de restauraciones en odontología lo que permite que con el CAD se logre una más rápida y exacta planeación de lo que se quiere realizar y con el CAM se puede logra una rápida y exacta producción completa de la restauración que se planeó, actualmente no solo se usa para la realización de coronas sino que también se puede utilizar para la planeación de coronas sobre implantes y para la realización de aditamentos personalizados para los implantes.

La eficacia clínica de los componentes protésicos obtenidos por los diferentes procesos de fabricación carece de base tecnológica: 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.

Los pilares protésicos han mejorado considerablemente con la introducción de componentes de CAD-CAM personalizados, pero los pilares tradicionales tales como pilares de titanio mecanizadas, pilares de resina totalmente calcinables, y pilares parcialmente calcinables con una conexión mecanizada para el implante (Tipo UCLA) siguen siendo las

soluciones más extendidas. La duración de las restauraciones protésicas sobre implante puede ser afectada por complicaciones biológicas o técnicas (Malaguti *et al*., 2011).

Se ha reportado que las tolerancias de los aditamentos de los implantes realizados por manufactura son una razón para dar un ajuste holgado en las piezas prefabricadas y por lo cual solicitaron al fabricante mejorar el ajuste de los componentes de implantes (Kano *et al.,* 2007).

En situaciones donde el ajuste de las piezas prefabricadas es holgado, la posibilidad de que se genere un movimiento horizontal y micro rotación entre el implante y el tornillo del pilar y fuerzas menores de apretamiento, pueden llevar a un progresivo desenroscado del tornillo del pilar en condiciones de carga dinámica (Binon *et al*., 2000).

La conexión entre la superficie de la plataforma de un implante y la superficie externa del *Abutmnent* debe permanecer estable durante toda la vida de la restauración del implante para garantizar su éxito y su longevidad a través del tornillo de fijación. Varios factores están implicados en el mantenimiento de la estabilidad de la articulación del tornillo de fijación; dentro de los cuales se encuentra la tensión de precarga lograda en el tornillo cuando es aplicado el torque sugerido de apretamiento. Sin embargo, la estabilidad de la articulación lograda por el tornillo de fijación también está influenciada por la geometría del tornillo, el contacto entre la cabeza del tornillo y el agujero del tornillo del *abutment,* las roscas de tornillo y el agujero interno del tornillo en el implante, la fricción entre la superficie interna del implante y los aditamentos protésicos y las propiedades del material de fabricación de estos (Lang *et al*., 2002). Por lo tanto, la importancia de la configuración y fabricación del tornillo de fijación es clave para la vida de la restauración en boca y su función. La tolerancia del ajuste entre el hexágono externo del implante y el hexágono interno del *abutment* es otro factor importante en la estabilidad de la articulación del tornillo de fijación; por lo tanto, esta unión no debe ser mayor a 5 grados (Binon *et al*., 1995). Se reportó que un tornillo de fijación de aleación de oro con una cabeza plana y un torque de apretamiento 35 Ncm produjo los mejores resultados con relación a la estabilidad del tornillo frente a las fuerzas oclusales con restauraciones de implantes individuales (Jörnéus *et al*., 1992).

Las fallas mecánicas de los tornillos de los *abutments* de los implantes son multifactoriales, las fuerzas producidas por oclusión o movimientos parafuncionales pueden generar

adaptación del sistema o pueden generar un traumatismo oclusal o de los componentes del implante, por ejemplo, las fuerzas oclusales axiales generadas en su mayoría en la parte posterior generan movimiento de flexión, por lo que es más común encontrar fallas en el sector posterior en que en el anterior.

De acuerdo a lo definido anteriormente; la fractura del tornillo de fijación o su aflojamiento son complicaciones protésicas que pueden ser reversible o irreversible para la sobrevida de la restauración protésica y/o el implante dental. Desde el punto de vista técnico, el aflojamiento del tornillo de fijación de las restauraciones de implantes ha sido reportado como la complicación más común, sobre todo en implantes únicos en zonas de premolares y molares (Malaguti *et al*., 2011).

El proceso de aflojamiento de los tornillos se ha definido en 2 etapas: Inicialmente, las fuerzas externas como la masticación causa deslizamiento de la rosca, lo que contribuye a la liberación de la precarga del tornillo. La segunda etapa de aflojamiento implica la reducción continua de la precarga por debajo del nivel crítico, permitiendo que las roscas giren. Para mantener la unión ajustada, la fuerza de precarga debe ser mayor que la carga oclusal, de lo contrario, el límite elástico del tornillo puede ser excedido, provocando el aflojamiento y potencial deformación del tornillo (Alkan *et al*., 2004).

Cabe destacar que las tensiones aumentan tanto en el *abutment* como en el tornillo protésico según un estudio realizado en modelos de elementos finitos después de la carga horizontal simulada; sin embargo, cuando se aplican cargas estáticas verticales y oblicuas las tensiones disminuyen en el hexágono externo, en el pilar cono Morse octogonal y en los tornillos protésicos con la excepción del tornillo protésico de ITI después de 70-N de carga (Alkan *et al*., 2004).

Los factores para evitar el aflojamiento del tornillo son una adecuada precarga dada por un correcto torque, la precisión del ajuste de los componentes del implante y las características básicas antirrotacionales en la interface implante-*abutment.* Los componentes que son maquinados no logran tener una superficie de contacto fiable entre las partes lo que produce micro movimientos durante la función; en el momento en el que se excede la precarga en un tornillo o hay una fatiga en el metal puede ocurrir una fractura del tornillo (Schwarz *et al*., 2015).

Para mejorar los problemas mecánicos entre el tornillo y el *abutment* y evitar la aparición de un mayor número de fallas mecánicas, la fabricación de los tornillos ha evolucionado disminuyendo la perdida de fricción y maximizando la precarga. Las partes del tornillo de fijación son importantes para disminuir la inestabilidad; como lo son: la cabeza del tornillo, la longitud del vástago y la configuración de las roscas. La longitud del vástago es importante para lograr el alargamiento de este en el momento en el que se está realizando el apretamiento y generar estabilidad en el tiempo, por lo cual si estos son cortos se reducirá la fricción. Otro de los puntos a tener en cuenta son las características del material del tornillo del *abutment* y el del *abutment* como tal; ya que la íntima conexión entre estos y la compatibilidad de los materiales permitirá un desgaste adhesivo que se produce durante el deslizamiento entre de las dos superficies.

El material más utilizado para la elaboración de los tornillos de fijación es el oro o el titanio. Los tornillos de oro están diseñados para ser la porción más flexible de la unidad de implantación; debido a su mayor módulo de elasticidad en comparación a él titanio, que permiten un micro movimiento adecuado para distribuir la fuerza para el cuerpo del implante; por lo tanto, tornillos de fijación de oro o con recubierto de oro, muestran una reducción de aflojamiento de los tornillos y la mejora de la fuerza de fijación en comparación con tornillos de titanio y presenta un menor coeficiente de fricción el cual permite una mayor precarga ya que éste tiene un límite de elasticidad del 75% que representa más del doble del que logra alcanzar un tornillo en aleación de titanio. El uso de este se debe hacer con un manejo adecuado ya que las roscas están diseñadas para deformarse al endurecimiento. La principal desventaja de los tornillos de fijación de titanio es su tendencia a causar la excoriación, que da lugar a una fricción excesiva entre las dos superficies de acoplamiento (Gupta *et al*., 2015).

Para reducir la resistencia a la fricción han creado diferentes agentes para recubrir la superficie del tornillo como por ejemplo el teflón el cual ha demostrado una reducción del coeficiente de fricción en un 60%. Otro material que se ha utilizado en tornillos de aleación de oro es oro puro de 0,76 micras, el cual ha mostrado un aumento de la precarga en un 24%. No obstante, los estudios han demostrado que hay un aumento en la precarga de tornillos

con tratamiento de superficie y no hay evidencia del desgaste que se produce durante el apretamiento, lo que más adelante se puede traducir en falla mecánica (Binon *et al*., 2000).

Algunos fabricantes han introducido tornillos de fijación con las superficies tratadas, en un esfuerzo por aumentar la precarga y reducir el potencial de aflojamiento. Se reportó que los tornillos de fijación con superficies mejoradas en Oro-Titanio y Torq Tite ayudan a reducir el coeficiente de fricción producido por mayores ángulos de rotación y por valores de precarga a diferencia de los tornillos de aleación de oro y titanio convencional (Martin *et al*., 2001).

Un estudio investigó la influencia de diferentes alturas del hexágono del *abutment* en un implante unitario para observar el aflojamiento del tornillo después de la carga cíclica; la cual influyó significativamente en la torsión secundaria y determinó que el aumento de la altura del cuello del *abutment* puede afectar negativamente a la pérdida de torque del tornillo del *abutment* (Siadat *et al*., 2015).

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 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 practica 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 del *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 × 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 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 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 en el 2016 evaluó las micro-características morfológicos 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 *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 fuerón: 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 compararón (Mattheos., 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 fractografia. 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 automatico (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 20ºC 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 (Zeizz 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 *et al.,* 1995.	***Evaluation of Machining Accuracy and Consistency of Selected Implants, Standard Abutments, and Laboratory Analogs***	Implante hexágono externo: diámetro coronal (cabeza); diámetro del cuerpo (ancho); altura del hexágono, y ancho de extensión hexagonal de plano a plano para las tres superficies opuestas. - En *abutments*: ancho y longitud del cuello.	Micrómetro digital y microscopio micrométrico
Jaarda *et al.,* 1995.	***Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws***	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.	SEM
Lang *et al.,* 2003.	**Evaluation of the Precision of Fit Between the Procera Custom Abutment and Various Implant Systems**	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 hexágono externo del implante Diámetro interno de implantes	Medidores de avance y desactivación (para verificar las dimensiones del tornillo y del diámetro interior del tornillo) Calibrador electrónico
Scarano *et al.,* 2007.	***SEM and fractography analysis of screw thread loosening in dental implants.***	Se observaron las roscas de los tornillos después de ser sometidos a cargas cíclicas.	Scanning Electron Microscope SEM

Autores	Artículos	Medidas	Método
Guzaitis *et al.*, 2011.	***Effect of repeat screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology***	Realizaron el análisis de la superficie de implantes y tornillos de fijación (paso de rosca) antes y después de ser sometidos ante torque reverso.	Scanning Electron Microscope SEM
Scarano *et al.*, 2011.	***Analysis and structural examination of screw loosening in oral implants***	Se hace el análisis de microtextura de la superficie de los tornillos de fijación de los *abutments* en diferentes sistemas de implantes	Scanning Electron Microscope SEM
Malaguti *et al.*, 2011.	***Dimensional Tolerances and Assembly Accurary of Dental Implants and machined versus cast-on abutments***	SE evaluó el ancho del hexágono de un lado del hexágono y del lado opuesto.	Scanning Electron Microscope SEM
Orsini *et al.*, 2012.	***Dental implant thread pitch and its influence on the osseointegration process: an in vivo comparison study.***	Evaluaron el paso de rosca de dos diferentes sistemas de implantes.	Scanning Electron Microscope SEM
Tete *et al.*, 2012.	***Macroscopic and microscopic evaluation of a new implant design supporting immediately loaded full arch rehabilitation***	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.	Scanning Electron Microscope SEM
Ryu *et al.*, 2014.	***The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading: a literature review***	Indica las diferentes partes y definiciones de un implante: micro roscas, paso de rosca, profundidad de las roscas y ancho de la cresta.	Scanning Electron Microscope SEM
Arshad *et al.*, 2018.	***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***	SE evaluó las roscas de tornillos de fijación ante cargas cíclicas y los compararon con otros no usados.	Scanning Electron Microscope SEM

Tabla 1

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

Los *abutments* son una parte del implante dental que sirve para sostener y/o retener una prótesis o corona (the glossary of prosthodontic terms). Los hay de tipo hexágono interno, hexágono externo y cono morse. Actualmente se fabrican unos nuevos que son personalizados los cuales tienen unas ventajas con respecto a los prefabricados como lo es el costo, permite individualizar cada caso corrigiendo la angulación y la profundidad del implante y los contornos de la encía (Paek *et al.,* 2016).

En estudios clínicos a 5 años se han reportado diferentes tipos de fallas mecánicas en los abutments prefabricados tales como; fractura del tornillo o del abutment en un 0.4% (Urdaneta *et al*., 2010; Kreissl *et al.,* 2007), perdida del abutment o del tornilo en un 8.8% (Schneider *et al*., 2011; Bonde *et al*., 2010; Krennmair *et al.,* 2010; Schmidlin *et al*., 2010; Urdaneta *et al.,* 2010; MacDonald *et al.,* 2009; Gotfredsen., 2009; Jemt., 2009; Jemt., 2008; Kreissl *et al.,* 2007; Wennstro¨ m *et al.,* 2005; Bra¨gger *et al*., 2005; Haas *et al.,* 2002; Gibbard & Zarb., 2002; Vigolo & Givani., 2000; Andersson *et al.,* 1998; Scheller *et al.,* 1998; Henry *et al.,* 1996), pérdida de retención 4.1% (Schneider *et al.,* 2011; Krennmair *et al.,* 2010; Schmidlin *et al.,* 2010; Gotfredsen., 2009; Schropp & Isidor., 2008; Romeo *et al.,* 2006; Romeo *et al.,* 2004; Palmer *et al.,* 2000; Vigolo & Givani., 2000; Scheller *et al.,* 1998), delaminación de la cerámica en un 3.5% (Schneider et al., 2011; Bonde *et al*., 2010; Krennmair *et al*., 2010; Schmidlin et al., 2010; Urdaneta *et al.,* 2010; Gotfredsen., 2009; Kreissl *et al*., 2007; Romeo *et al*., 2006; Bra¨gger *et al*., 2005; Romeo *et al.,* 2004; Andersson *et al*., 1998; Scheller *et al.,* 1998) y el aflojamiento de los tornillos de fijación el cual ha sido reportado como un problema mecánico con incidencia del 4.29% (Kreissl *et al.,* 2007; Malaguti *et al*., 2011; Alkan *et al.,* 2004; Martin *et al.,* 2001; Binon *et al*., 2000; Schwarz *et al*., 2015; Siadat *et al*., 2015; Wittneben JG., 2014; Pjetursson *et al.,* 2004; Mangano et al, 2008).

En un estudio epidemiológico se describió que el mayor porcentaje de aflojamiento se da durante el primer año, donde evaluaron 92 implantes únicos de los cuales el 26% presentó este tipo de falla; sin embargo, posterior a esto se realizó un nuevo apretamiento y se estableció que la frecuencia de ésta falla tenía una tendencia a disminuir (Jemt et al., 1991).

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 mejores opciones protésicas y además proporcionando diferentes opciones de reparación, diseño y fabricación asistida por ordenador (CAD / CAM) (Johansson et al., 2009).

Hay poca evidencia que haya evaluado la tolerancia de los tornillos de fijación prefabricados y personalizados con respecto a sus respectivos *abutments*. 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 -tanto 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.

PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Cuál es la Tolerancia de los Tornillos de Fijación y *Abutments* de hexágono interno pasivo prefabricados y personalizados?

4. JUSTIFICACIÓN

Existen dos sistemas de *abutments:* los sistemas prefabricados y personalizados. Estos últimos permiten individualizar las necesidades de cada paciente y disminuir los costos.

Los pilares personalizados pueden presentar importantes diferencias morfológicas con los prefabricados. Las diferencias en la geometría transversal de los pilares compatibles dan lugar a grandes diferencias en las áreas de contacto totales, tanto en términos de calidad como de cantidad. El contacto interno y externo entre el pilar y el implante apropiado es crucial para el éxito a largo plazo de la prótesis y la prevención de las complicaciones. El mal ajuste del pilar conduce a un aumento de stress y tensión en la parte interna del implante (Mattheos *et al.,* 2016). El contacto estrecho entre los componentes determinará la fricción, que mantendrá la prótesis sobre el implante e impedirá el micro movimiento como resultado de las fuerzas oclusales (Kitagawa *et al.,* 2005). A medida que disminuye el coeficiente de fricción entre los valles y las crestas coincidentes, se incrementa la precarga distribuida a lo largo de la unión del tornillo (Martin *et al.,* 2001).

Existe una prevalencia relativamente alta del 6.4% en el desajuste cuando los pilares de titanio son personalizados lo cual está asociado a los estándares de calidad de los fabricantes por lo cual es considerado una opción terapéutica viable para el manejo clínico (Hsu KW., *et al* 2016).

En situaciones donde el ajuste de las piezas prefabricadas es holgado, la posibilidad de que se genere un movimiento horizontal y micro rotacional entre el implante y el tornillo del pilar y fuerzas menores de apretamiento, pueden llevar a un progresivo aflojamiento del tornillo del pilar en condiciones de carga dinámica (Binon *et al.,* 2000). La manera de determinar las diferencias geométricas que hay entre sistemas de *abutment* personalizados y prefabricados es por medio de la tolerancia; siendo un factor que puede determinar qué tan exacto es el ajuste del tornillo a su respectivo hexágono, por lo cual es pertinente evaluar las diferencias en sistemas de *abutments* prefabricados y sus homólogos.

5. OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Evaluó la tolerancia de los tornillos de fijación y hexágono interno pasivo en *abutments* prefabricados y personalizados.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determino 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.
- Determino las características dimensionales *(diámetro, perímetro del hexágono, y longitud de cada lado del hexágono)* de sistemas de *abutment* de hexágono interno pasivo personalizado y prefabricado.
- Comparo 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.
- Comparo las características dimensionales *(diámetro, perímetro del hexágono, y longitud de cada lado del hexágono)* de sistemas de *abutment* de hexágono interno pasivo personalizado y prefabricado.

6. METODOLOGÍA 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 pasivo; prefabricados 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 2).

Tabla 2 distribución de los grupos de estudio

Grupo	*n*	*Tipo de abutment*	*Marca*
Control	10	*Abutment* de hexágono Interno Pasivo de plataforma 3.5 mm prefabricado, emergencia regular.	PYSREA®, *Birmingham, AL ,USA.*
Estudio	10	*Abutment de hexágono Interno Pasivo de plataforma 3.5 mm personalizada con su respectivo tornillo de fijación en titanio.*	TICAxxCx01®, *Phibo, Colombia, D.C Bogotá.*

Tabla 2

Criterios de Inclusión y Exclusión:

Criterios de inclusión

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

Criterios de exclusión

Abutments de hexágono Interno Pasivo 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 *abutmnet.*

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 PASIVO: Es la conexión de la interfaz implante - *abutment* 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, además se caracteriza porque el ajuste presenta deslizamiento donde existe un ligero espacio entre las partes de acoplamiento haciendo que la conexión sea pasiva. (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.

6.3 Métodos y técnicas para la recolección de la información:

EVALUACIÓN DE LAS DIMENSIONES

Preparación de la muestra

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

- **Hexágono interno pasivo prefabricado:** Marca Biohorizons, referencia PYSREA®, plataforma 3.5 mm de diámetro.
- **Hexágono interno pasivo personalizado:** Marca Phibo, referencia TICAxxCx01®, plataforma 3.5 mm de diámetro.

Para obtener los *abutments* homólogos, se solicitó al laboratorio Phibo, 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 verifico 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 pasiva; prefabricados y personalizados se realizó utilizando un microscopio electrónico de barrido *(modelo JSM 6490-LV, JEOL Ltd, Boston Massachusetts, USA,).*

Sobre un porta objetos 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 Tape, Double coated, TED PELLA, INC., Altadena, CA, USA)* para obtener el asentamiento total de la muestra sobre le portaobjetos; los tornillos de fijación se ubicaron de forma horizontal, donde solo la cabeza del tornillo estuvo en contacto con la cinta adhesiva conductiva de carbono y los *abutments* se posicionaron de dos maneras; vertical y horizontal; en dos momentos diferentes. Las muestras fueron enumeradas sobre el portaobjeto con un micropunta sharpie negro *(sharpie®, Worcester, Massachusetts, USA)*.

Finalmente se ubicó el portamuestras dentro del microscopio electrónico de barrido *(modelo JSM 6490-LV, 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 (tabla 3).

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	35X	0°
HEXÁGONOS DE LOS ABUTMENTS	Altura del hexágono (vista vertical)	30X	0°
	Hexágono (vista horizontal)	35X	7°
	Diámetro máximo hexagonal (vista horizontal)	19X	0°

Tabla 3

Toma de mediciones

La evaluación dimensional de las imagines fue realizada a través del software ImageJ fiji® (ImageJ fiji®*, National institute of healt, bethesda, maryland, USA).* Las imágenes se procesaron en la computadora a través de un software específico mediante el cual se realizaron las mediciones por el evaluador; 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*., 2013, Martin *et al*., 2001, Scarano *et al.,* 2016, Khraisat *et al*., 2002, Mattheos., 2017, Scarano *et al*., 2007, Tetè *et al*., 2012).

Se insertan las imágenes en formato TIF en el software y se calibran, según la escala métrica que aparece en la parte inferior izquierda de cada imagen

Una vez capturadas todas las imágenes de las muestras se registró el valor métrico en micras (μ) y en grados (°) 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.

TORNILLOS DE FIJACIÓN Y HEXAGONO DEL *ABUTMENT*

Las medidas longitudinales de los tornillos de fijación y los hexágonos de los *abutments* se reportaron en micras (μm) y los ángulos en grados (°); donde se midieron las siguientes variables de las muestras:

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).
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).
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 de las cabeza del tornillo (b); donde inicia el cuello del tornillo, reportada en micras (ver figura 3).
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).
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).
6. **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 6)
7. **Diámetro mayor del vástago:** Distancia existente entre dos puntos mediales sobre todo el lomo de la tercera cresta, reportado en micras (Ver figura 7).
8. **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 8).
9. **Ancho del valle:** Distancia existente del punto (a) al punto (b), ubicados en la tercera y quinta cresta, reportado en micras (Ver figura 9).

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).
11. **Ángulos de rosca:** Angulo formado por dos filetes contiguos, en donde el vértice está ubicado en la tercera y quinta cresta, reportada en grados (ver figura 11).
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 vértice está ubicado en el valle, reportada en grados (ver figura 12).
13. **Ángulo de asentamiento:** Angulo formado por la unión de la cabeza del tornillo y el vástago del tornillo, reportada en grados (ver figura 13)

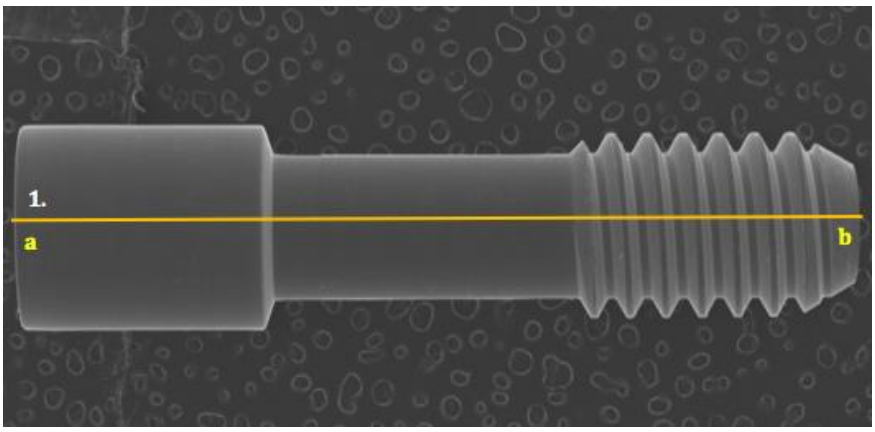

Figura 1
(1) Longitud tornillo completo: distancia entre a y b

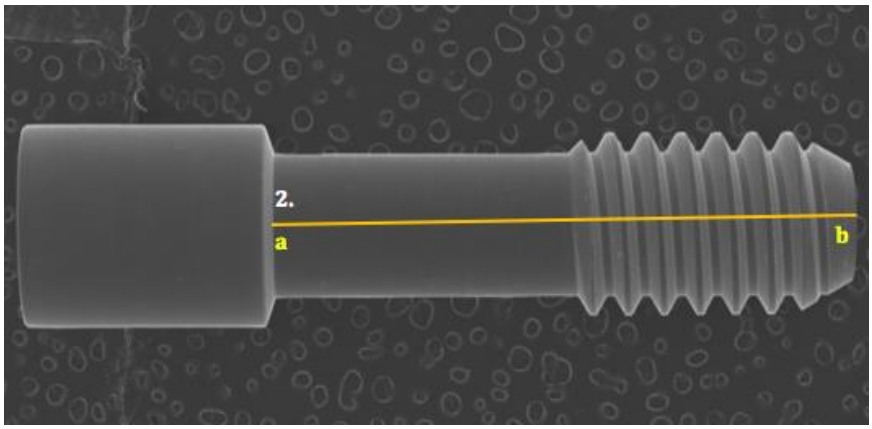

Figura 2
(2) Longitud tornillo parte activa: distancia entre a y b

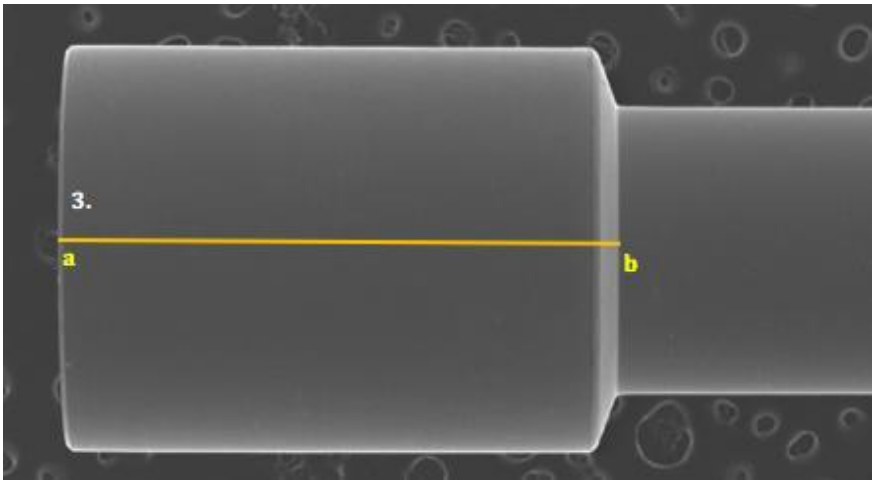

Figura 3
(3) Longitud cabeza del tornillo: distancia entre a y b.

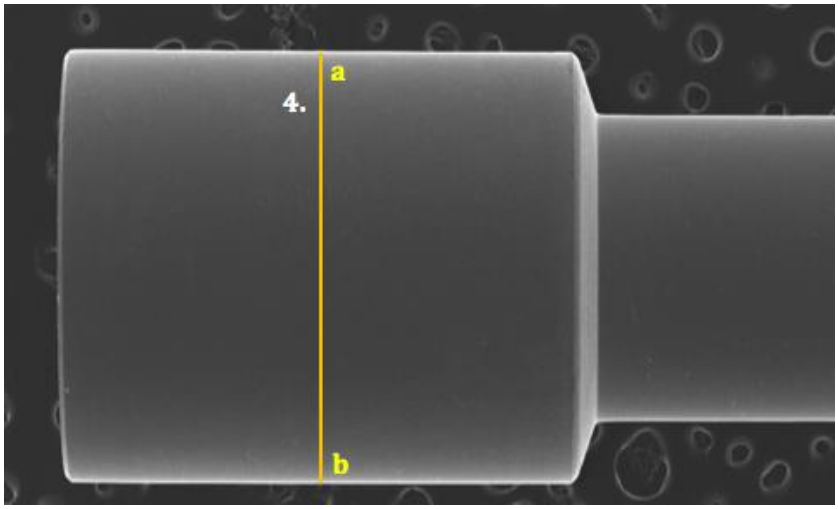

Figura 4.
(4) Diámetro cabeza del tornillo: distancia entre a y b.

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

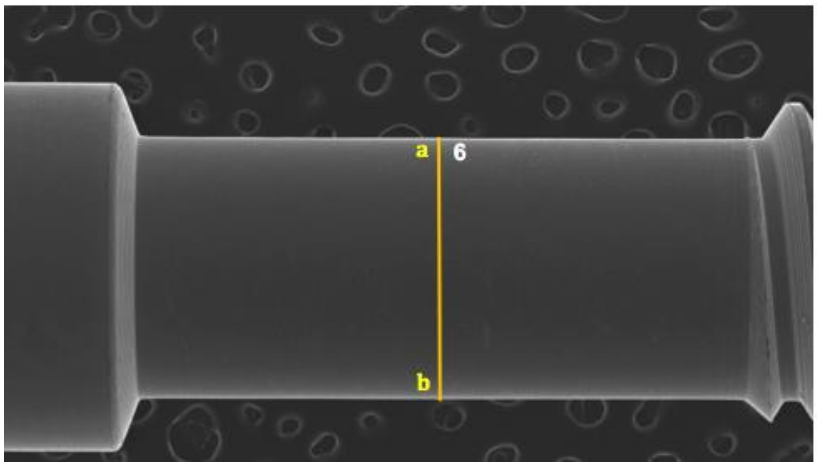

Figura 6
(6) Diámetro del cuello del tornillo: distancia entre a y b

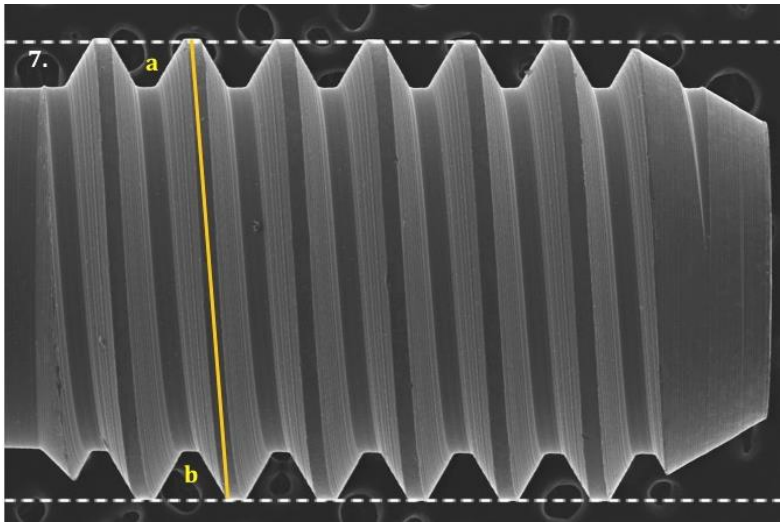

Figura 7
(7) Diámetro mayor del vástago: distancia entre a y b.

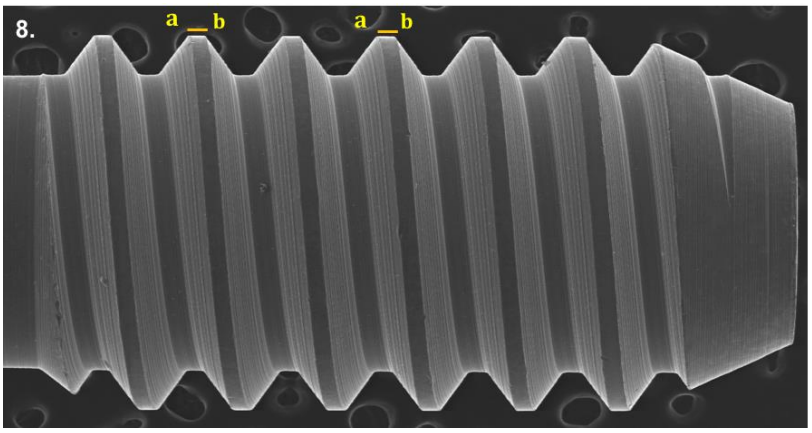

Figura 8
(8) Ancho de la tercera y quinta cresta del vástago: distancia entre a y b.

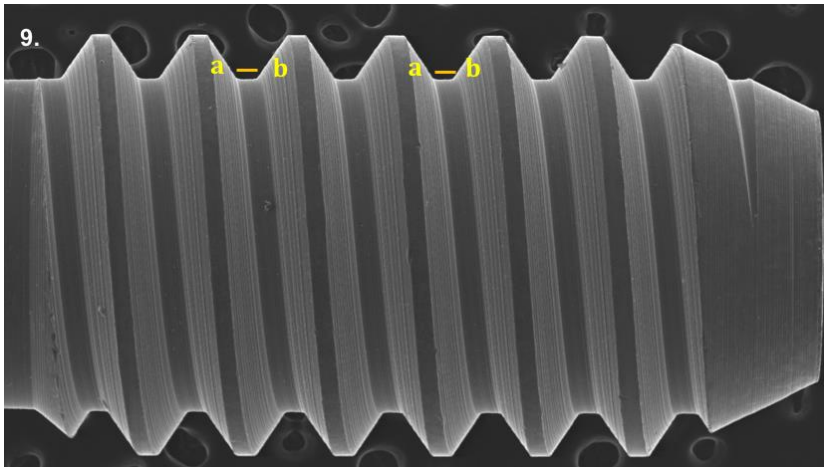

Figura 9
(9) Ancho del tercer y quinto valle del vástago: distancia entre a y b

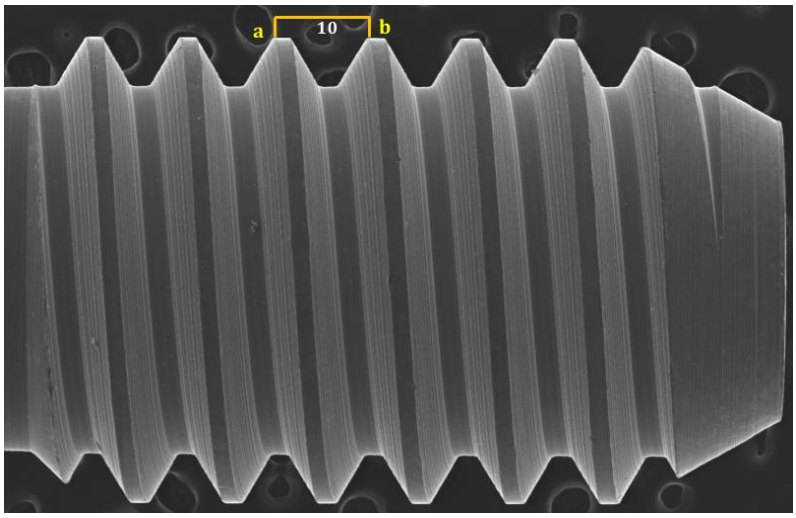

Figura 10
(10) Longitud de paso de rosca: distancia entre a y b.

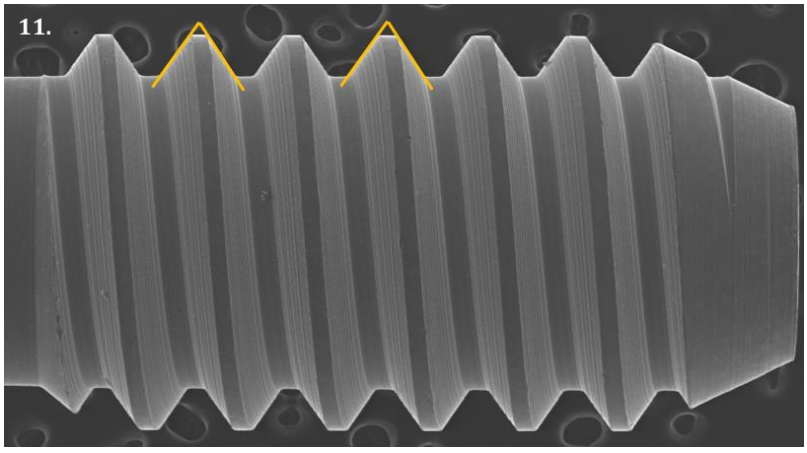

Figura 11
(11) Ángulo de rosca

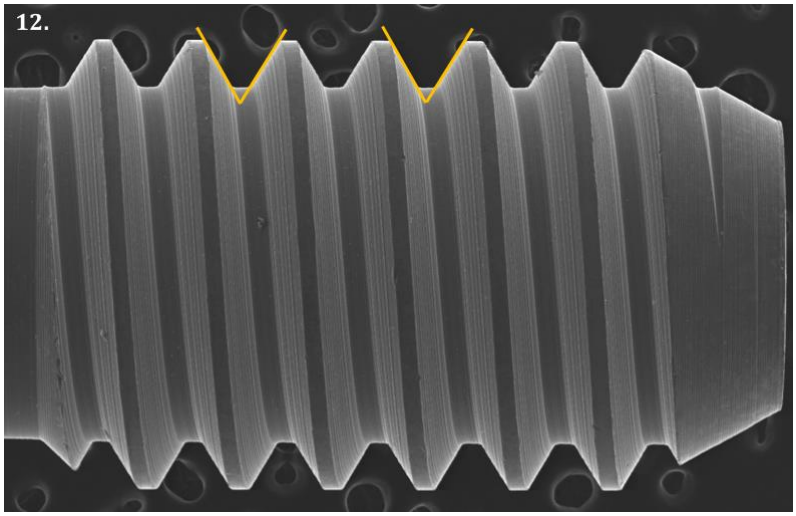

Figura 12
(12) Ángulo del valle

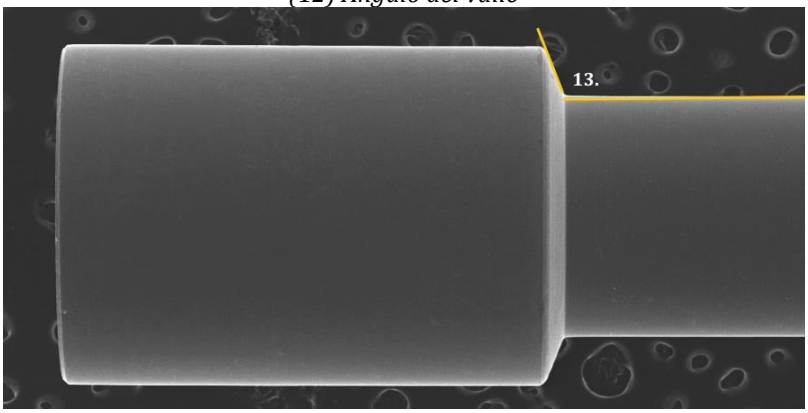

Figura 13
(13) Ángulo de asentamiento

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).

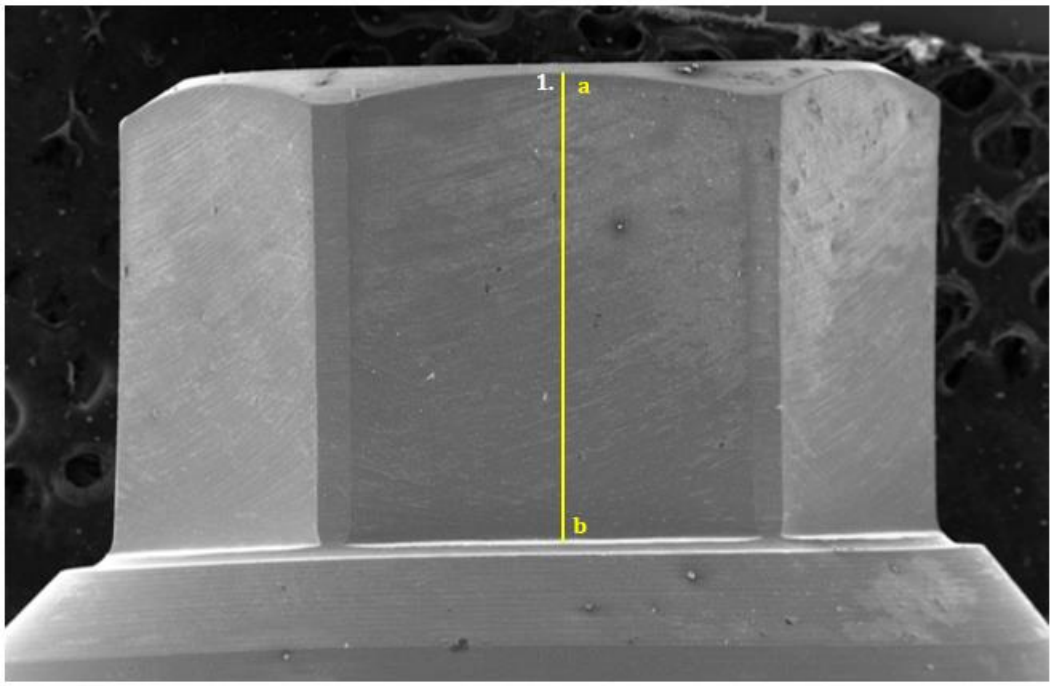

Figura 14
(1) Altura del hexágono: distancia entre a y b.

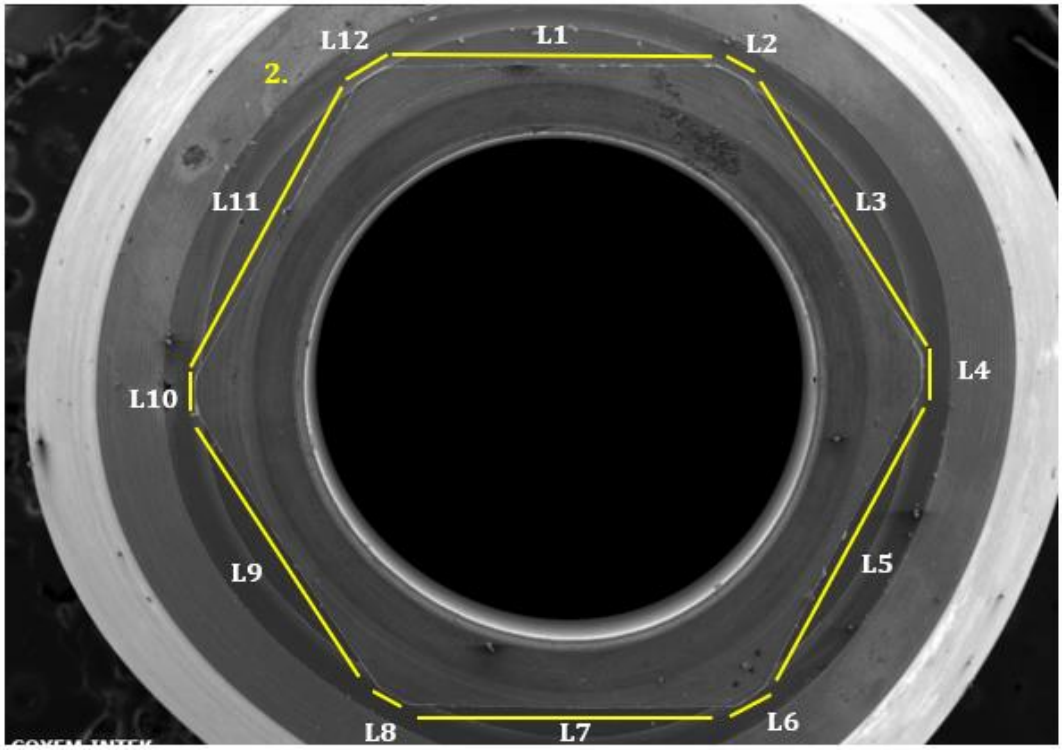

Figura 15

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

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

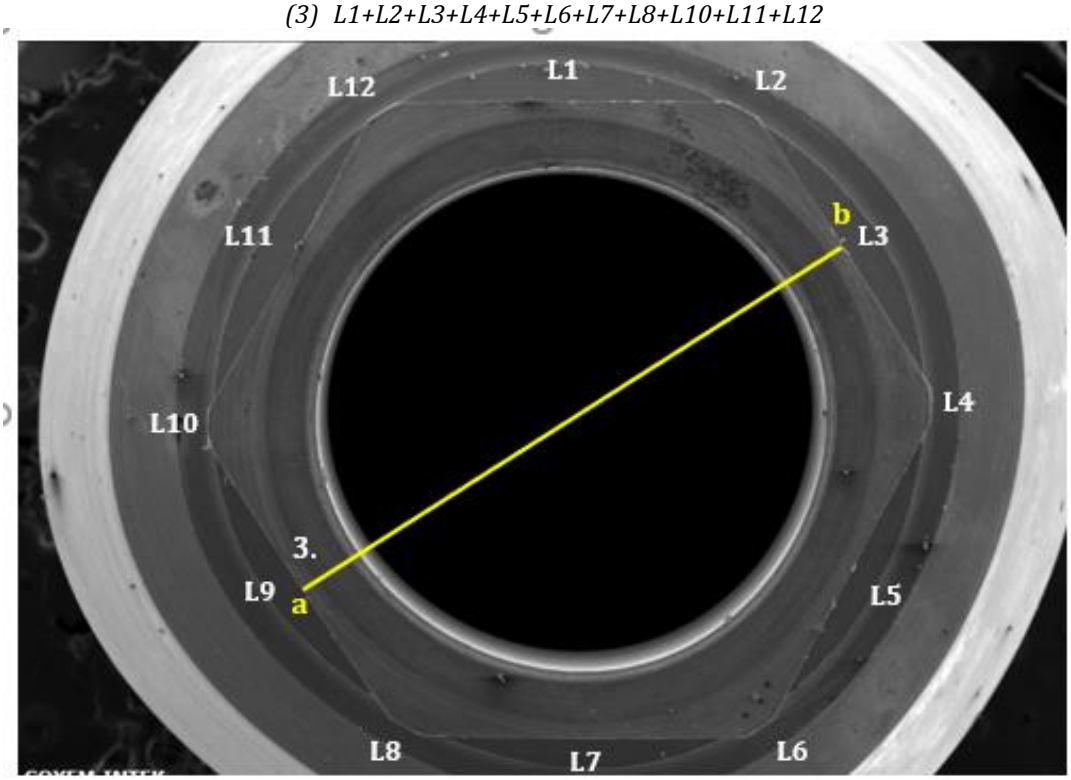

Figura 16

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

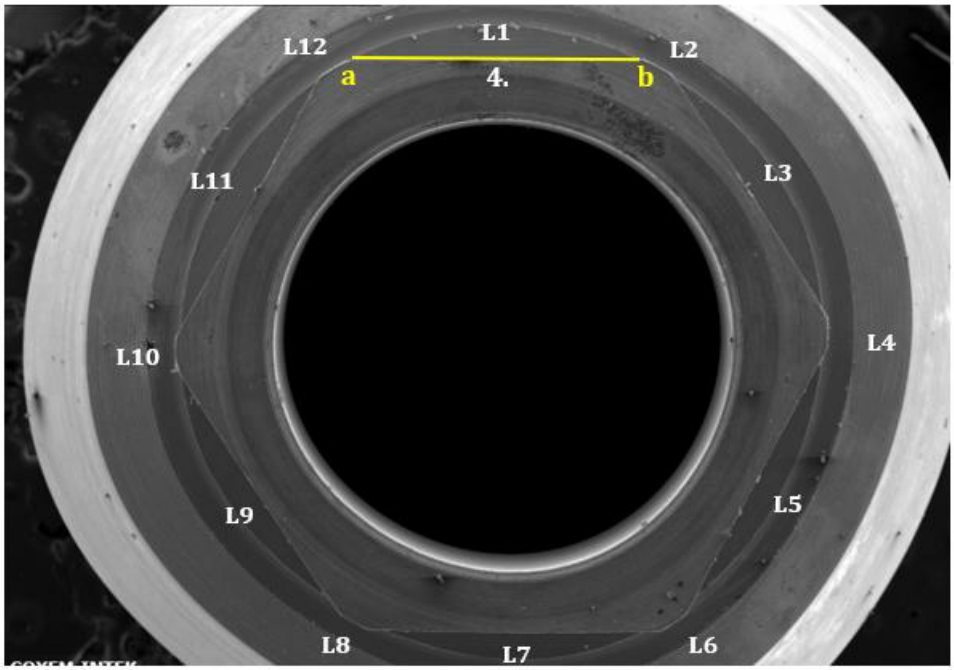

Figura 17
(4) Longitud del lado mayor del hexágono: distancia entre a y b.

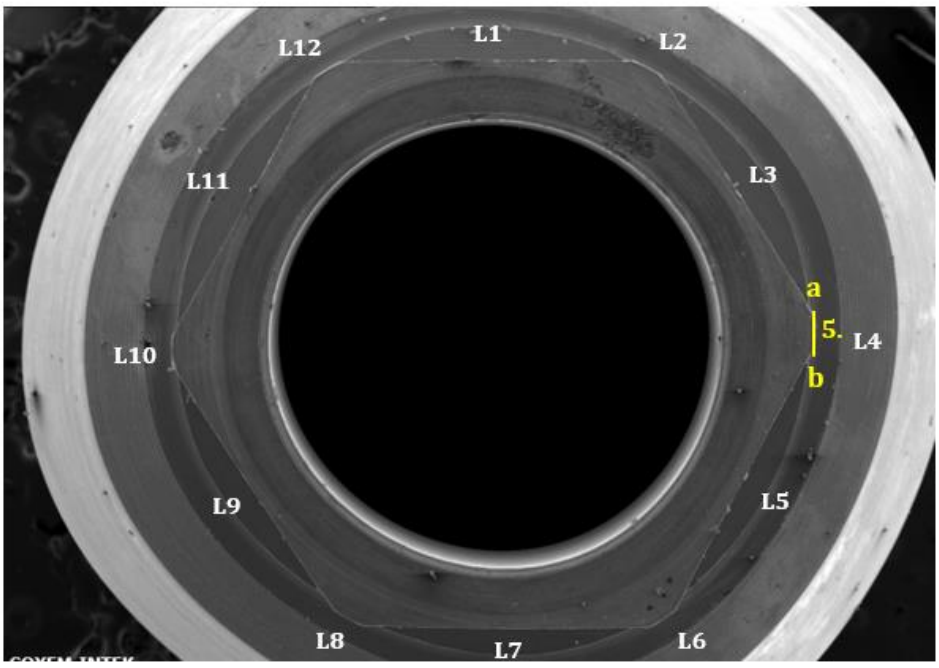

Figura 18
(5) Longitud del lado menor del hexágono: distancia entre a y b.

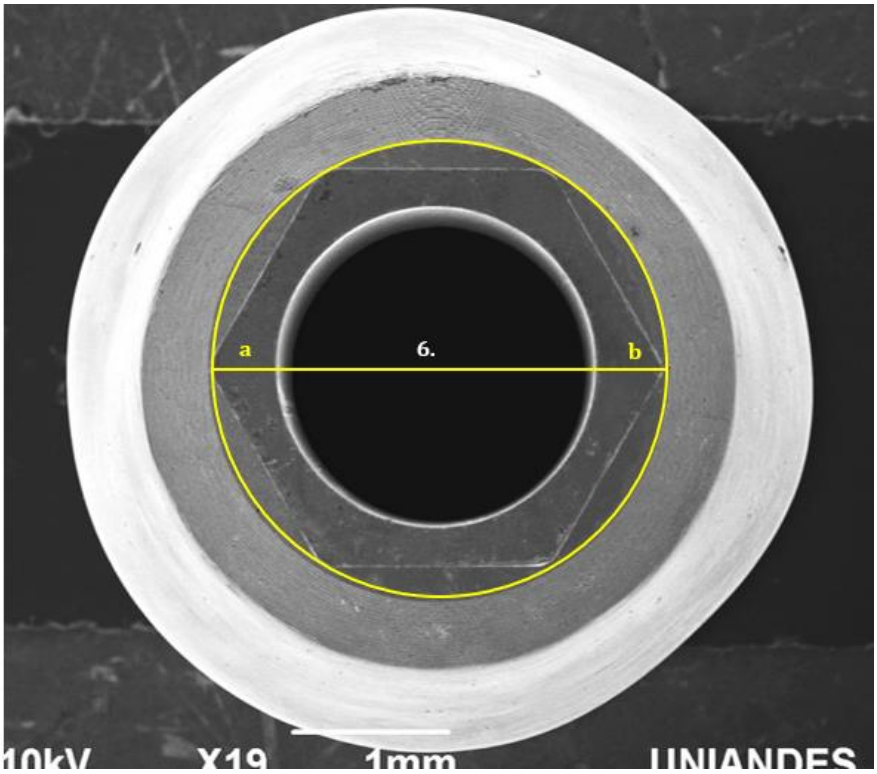

Figura 19

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

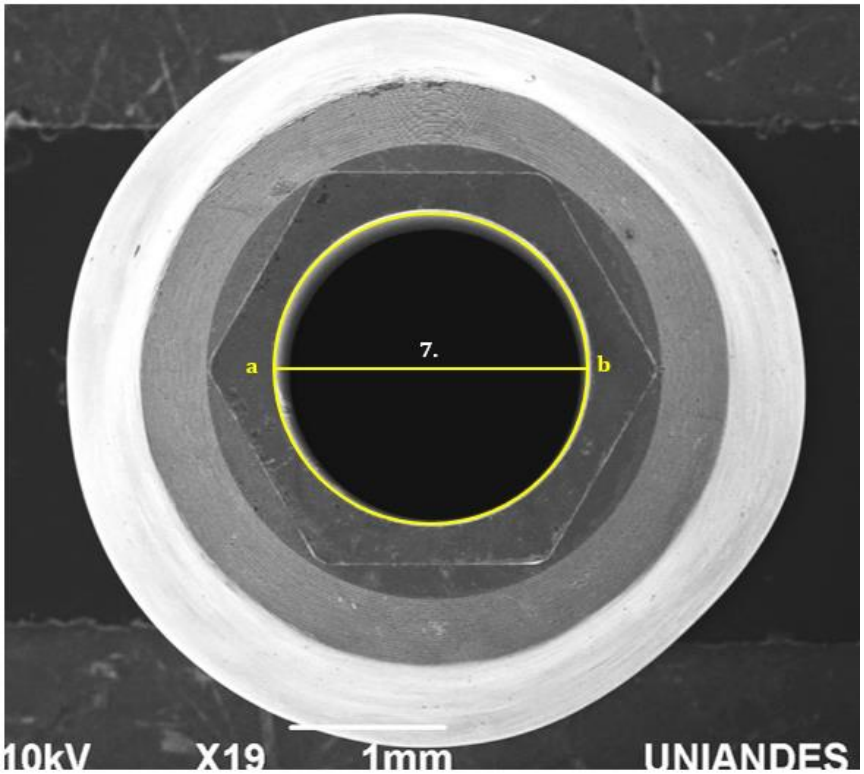

Figura 20

(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 ImageJfiyi. 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 evaluadores. 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 establecida la calibración interexaminador con los evaluadores 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 pasivo 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 pasante ángulos del tercer y quinto valle y para el hexágono la longitud del lado mayor; mientras que las demás variables del tornillo y del hexágono fueron analizadas por 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 ÉTICAS

La Resolución número 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 utilizó ningún tipo de muestra in vivo o ex vivo no tiene ningún tipo de consideración ética y no se considera una investigación de riesgo ya que no se aplica en animales ni humanos.

.

8. RESULTADOS

Fase descriptiva

Al analizar las medidas descriptivamente se observó que los tornillos de fijación personalizados en comparación con los prefabricados presentan medidas promedio más altas en: la longitud del tornillo completo, longitud tornillo parte activa, diámetro cabeza tornillo, longitud de cuello tornillo, diámetro cuello tornillo, diámetro mayor del vástago del tornillo, ancho de la cresta A y B, ángulo del valle A y B y longitud paso de rosca (ver tabla 4).

Por otra parte, en las medidas del hexágono del *abutment* prefabricado en comparación con los personalizado las variables que presentaron los mayores promedios fue la altura del hexágono del *abutment,* perímetro del hexágono del *abutment,* longitud del lado mayor del hexágono, diámetro máximo hexagonal y diámetro menor hexagonal (ver tabla 5); sin embargo, en ninguna de las mediciones se presentaron diferencias estadísticamente significativas.

Fase Analítica

A pesar de que en ninguna de las variables se observó diferencias estadísticamente significativas, teniendo en cuenta la norma ISO 286-1 2010, en la cual se establece que el valor máximo de tolerancia permitido es de 25 micras; se observó que las mayores diferencias entre los tornillos personalizados y prefabricados fueron en las variables: longitud del tornillo completo, longitud del tornillo parte activa, longitud cabeza del tornillo y diámetro mayor del vástago del tornillo; y del hexágono del *abutment*: altura, perímetro, diámetro máximo y diámetro 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

DIMENSIÓN	PERSONALIZADO		PREFABRICADO		VALOR *P*
	Promedio	DS	Promedio	DS	
Longitud tornillo completo*	8794,8	490,3	8506,2	608,2	0,290
Longitud tornillo parte activa*	6013,63	440,15	5889,31	489,48	0,406
Longitud cabeza tornillo*	1621,41	25,19	1649,17	56,7	0,390
Diámetro cabeza tornillo*	1376,32	123,18	1371,78	115,05	0,850
Longitud de cuello tornillo*	3361,59	303,49	3360,91	285.,6	0,820
Diámetro cuello tornillo*	1713,5	21,97	1700,91	34,47	0,519
Diámetro mayor del vástago del tornillo*	2021,97	67,51	1995,64	71,06	0,306

DIMENSIÓN	PERSONALIZADO		PREFABRICADO		VALOR *P*
	Promedio	DS	Promedio	DS	
Ancho de la cresta A (3ª cresta del vástago) *	48,58	7,980	44,62	6,07	0,282
Ancho de la cresta B (5ª cresta del vástago) *	48,58	7,980	44,62	6,07	0,282
Ancho del valle A (3er valle del vástago) *	58,36	19,64	58,68	19,18	0,940
Ancho del valle B (5to valle del vástago) *	58,36	19,64	58,68	19,18	0,940
Longitud paso de rosca*	398,46	12,46	397,46	13,08	0,970
Ángulo de rosca A (ángulo 3ª rosca superior) ǂ	59,99	0,58	60,05	0,62	0,731
Ángulo de rosca B (ángulo 5ª rosca superior) ǂ	59,99	0,58	60,05	0,62	0,731
Ángulo de valle A (ángulo 3er valle superior interno) ǂ	60,34	0,52	60,09	0,64	0,356
Ángulo de valle B (ángulo 5to valle superior interno) ǂ	60,34	0,52	60,09	0,64	0,356
Ángulo de asentamientoǂ	117,02	10,26	119,73	11,4	0,449
**** Mediciones en micras µ - ǂ Mediciones en grados º***					

Tabla 4

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

DIMENSIÓN	PERSONALIZADO		PREFABRICADO		VALOR *P*
	Promedio	DS	Promedio	DS	
Altura Hexágono del *Abutment* *	1544,35	110,07	1593,6	152,82	0,570
Perímetro Hexágono del *Abutment* *	8422,15	116,49	8494,89	172,20	0,364
Ancho de extensión Hexagonal*	1480,86	28,34	1479,29	22,50	0,970
Longitud del lado mayor del hexágono*	1559,14	57,51	1577,28	60,62	0,501
Longitud del lado menor del hexágono*	98,39	29,84	83,68	24,09	0,226
Diámetro máximo hexagonal*	2420,04	296,9	2464,91	293,91	0,760
Diámetro menor hexagonal*	1952,67	227,2	1992,29	228,49	0,880
**** Mediciones en micras µ***					

Tabla 5

TABLA 6. Tornillo de fijación: diferencia de promedios en micras µ

DIMENSIÓN	PERSONALIZADO	PREFABRICADO	Diferencia µm	
Longitud tornillo completo	8794,8	8506,2	288,6	*
Longitud tornillo parte activa	6013,63	5889,31	124,32	*
Longitud cabeza tornillo	1621,41	1649,17	27,76	*
Diámetro cabeza tornillo	1376,32	1371,78	4,54	
Longitud de cuello tornillo	3361,59	3360,91	0,68	
Diámetro cuello tornillo	1713,5	1700,91	12,59	
Diámetro mayor del vástago del tornillo	2021,97	1995,64	26,33	*
Ancho de la cresta A (3ª cresta del vástago)	48,58	44,62	3,96	
Ancho de la cresta B (5ª cresta del vástago)	48,58	44,62	3,96	
Ancho del valle A (3er valle del vástago)	58,36	58,68	0,32	
Ancho del valle B (5to valle del vástago)	58,36	58,68	0,32	

Longitud paso de rosca	398,46	397,46	1
* Valores > 25 µ. Tolerancia máxima aceptada ISO 286-1 2010			

Tabla 6

TABLA 7. Hexágono del *Abutment:* diferencia de promedios en micras µ

DIMENSIÓN	PERSONALIZADO	PREFABRICADO	Diferencia µm
Altura Hexágono del *Abutment*	1544,35	1593,6	49,25 *
Perímetro Hexágono del *Abutment*	8422,15	8494,89	72,74 *
Ancho de extensión Hexagonal	1480,86	1479,29	1,57
Longitud del lado mayor del hexágono	1559,14	1577,28	18,14
Longitud del lado menor del hexágono	98,39	83,68	14,71
Diámetro máximo hexagonal	2420,04	2464,91	44,87 *
Diámetro menor hexagonal	1952,67	1992,29	39,62 *
* Valores > 25 µ. Tolerancia máxima aceptada ISO 286-1 2010			

Tabla 7

9. DISCUSIÓN

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 veinte dimensiones, trece 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 y el cuello y el diámetro mayor del vástago, el ancho de la tercera y quinta cresta del vástago y el ancho del tercer y quinto valle, reportados en micras y los ángulos de la tercera y quinta rosca, tercer y quinto valle y el ángulo de asentamiento reportados en grados; mientras que para el hexágono del *abutment* se midieron siete dimensiones; altura, perímetro, lado mayor, lado menor, diámetro máximo, diámetro menor y ancho de extensión hexagonal, reportadas en micras.

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 y 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 permitida 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 parámetro se observó que los tornillos de fijación personalizados presentaron mayores dimensiones en el diámetro mayor del vástago y en las longitudes del tornillo completo y la parte activa y menores dimensiones en la longitud de la cabeza.

El diámetro mayor del vástago del tornillo clínicamente impacta en el asentamiento de este y en la cantidad de precarga aplicada al sistema antes de la deformación. Cuanto mayor es el diámetro, mayor es la precarga que puede ser aplicada y mayor es la fuerza de sujeción en la unión del tornillo (Manoj *et al*., 2014, Gupta *et al*., 2015). Tanto el diámetro mayor del vástago como la longitud de la parte activa del tornillo de fijación influyen directamente en la cantidad de área de superficie de contacto de las roscas; entre mayor sea esta, mayor es la resistencia de fricción al torque de apretamiento y mayor es la precarga resultante dentro del cuello del tornillo. La longitud de la parte activa permite el alargamiento de este en el momento en el que se está realizando el apretamiento dando estabilidad en el tiempo; los tornillos más largos respecto a la longitud determinada por el fabricante darán como resultado un menor alargamiento del cuerpo del tornillo debido al aumento del área de superficie (Schwarz *et al*., 2000). Además del efecto sobre la precarga, las variaciones geométricas afectan las propiedades mecánicas de los tornillos de retención protésicos (Jaarda *et al*., 1995, McGlumphy *et al*., 1998).

Existen otros factores primarios que influyen también en el riesgo de aflojamiento del tornillo como el diseño y número de las roscas sin embargo en este estudio no fueron evaluados (Shetty *et al*., 2014).

Hasta el momento no existen estudios en los que se haya evaluado la tolerancia de sistemas de *abutments* prefabricados de la misma casa comercial evaluada en este estudio o que hayan evaluado sistemas de *abutments* prefabricados con sus respectivos personalizados de una misma marca, no obstante estudios como los realizados por Jaarda *et al.,* [1995], Lang *et al.,* [2003] y Butkevica *et al.,* [2016] han comparado sistemas de *abutments* entre sí de diferentes casas comerciales; 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. Por otro lado, al comparar con Butkevica *et al.,* [2016] se encontró que la longitud completa del tonillo evaluada en este estudio fue mayor. 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 todos los *abutments* 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 de 60 grados que permite que el torque de precarga aplicado al tornillo alargue el vástago para fijar los componentes metálicos. La norma ISO 68-1:1998 indica un criterio estándar métrico general para las roscas del tornillo; con un diseño de 60° y unas crestas planas; este perfil se utiliza cuando se necesita una alta resistencia a la fatiga como es el caso de un de un tornillo de fijación (Shetty *et al*., 2014, Lang *et al.,* 2003). En este estudio dichos ángulos, tanto en los personalizados como en los prefabricados cumplen con este parámetro.

Al comparar los hexágonos del *abutment* personalizados con prefabricado en las diferentes mediciones bajo el mismo parámetro se observó que las dimensiones analizadas tampoco presentaron diferencias estadísticamente significativas. Sin embargo, cuando se comparan las dimensiones entre los dos, bajo el criterio del margen de tolerancia de 25 micras; se observa que la altura, el perímetro, el diámetro máximo y el diámetro menor hexagonal de los *abutments* prefabricados es mayor que el de los personalizados.

Con relación al hexágono del *abutment* Binon *et al.,* [1995] midió el diámetro máximo hexagonal del *abutment,* el cual al comparar con este estudio presento 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 mostro que ambas presentaban diferencias.

La validez del rango de tolerancia observada en este estudio para los sistemas de *abutments* de las marcas BioHorizon y Phibo 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 en la norma ISO 286-1 2010 se observó que:
    a. Los tornillos de fijación personalizados presentaron mayores dimensiones en el diámetro mayor del vástago y en las longitudes del tornillo completo y la parte activa y menores dimensiones en la longitud de la cabeza.
    b. Los hexágonos de los *abutments* personalizados presentaron mayores dimensiones en la altura, el perímetro, el diámetro máximo y el diámetro menor hexagonal.
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.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFÍCAS

1. Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. J Prosthet Dent. 2004 Apr;91(4):319-25.

2. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Brånemark PI. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: results from a prospective study on CeraOne. Int J Prosthodont. 1998 May-Jun;11(3):212-8.

3. Arshad M, Mahgoli H, Payaminia L. 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. Int J Oral Maxillofac Implants. 2018 January/February;33(1):31–40.

4. 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.

5. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Jan-Feb;15(1):76-94.

6. Bonde MJ, Stokholm R, Isidor F, Schou S. Outcome of implant-supported single-tooth replacements performed by dental students. A 10-year clinical and radiographic retrospective study. Eur J Oral Implantol. 2010 Spring;3(1):37-46.

7. Brägger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang N. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. Clin Oral Implants Res. 2005 Jun;16(3):326-34.

8. 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.

9. 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. 2018 Feb;27(2):153-161.

10. 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.

11. 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.

12. Donati M, Ekestubbe A, Lindhe J, Wennström JL. Implant-supported single-tooth restorations. A 12-year prospective study. Clin Oral Implants Res. 2015 Nov 18.

13. Feitosa PC, de Lima AP, Silva-Concílio 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.

14. Gibbard LL, Zarb G. A 5-year prospective study of implant-supported single-tooth replacements. J Can Dent Assoc. 2002 Feb;68(2):110-6.

15. Gil FJ, Delgado L, Espinar E, Llamas JM. Corrosion and corrosion-fatigue behavior of cp-Ti and Ti-6Al-4V laser-marked biomaterials. J Mater Sci Mater Med. 2012 Apr;23(4):885-90.

16. 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.

17. Gotfredsen K. A 10-year prospective study of single tooth implants placed in the anterior maxilla. Clin Implant Dent Relat Res. 2009 Mar;14(1):80-7.

18. 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.

19. Gupta S, Gupta H, Tandan A. Technical complications of implant-causes and management: A comprehensive review. Natl J Maxillofac Surg. 2015 Jan-Jun;6(1):3-8.

20. 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.

21. Haas R, Polak C, Fürhauser R, Mailath-Pokorny G, Dörtbudak O, Watzek G. A long-term follow-up of 76 Bränemark single-tooth implants. Clin Oral Implants Res. 2002 Feb;13(1):38-43.

22. Hamilton A, Judge RB, Palamara JE, Evans C. Evaluation of the fit of CAD/CAM abutments. Int J Prosthodont. 2013 Jul-Aug;26(4):370-80.

23. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996 Jul-Aug;11(4):450-5.

24. Hsu KW, Shen YF, Wei PC. Compatible CAD-CAM titanium abutments for posterior single-implant tooth replacement: A retrospective case series. J Prosthet Dent. 2016 Mar;117(3):363-366.

25. International Standard Organization (ISO) 286-1:2010. ISO system of limits and fits – Part 1: bases of tolerances, deviations and fits.

26. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws. J Prosthet Dent. 1995 Oct;74(4):373-9.

27. Jemt T, Lekholm U, Gröndahl K. 3-year followup study of early single implant restorations ad modum Brånemark. Int J Periodontics Restorative Dent. 1990;10(5):340-9.

28. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement:a 1-year report from a multicenter prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991 Spring;6(1):29-36.

29. Jemt T, Lindén B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992 Spring;7(1):40-4.

30. Jemt T. Single implants in the anterior maxilla after 15 years of follow-up: comparison with central implants in the edentulous maxilla. Int J Prosthodont. 2008 Sep-Oct;21(5):400-8.

31. Johansson B, Friberg B, Nilson H. Digitally planned, immediately loaded dental implants with prefabricated prostheses in the reconstruction of edentulous maxillae: a 1-year prospective, multicenter study. Clin Implant Dent Relat Res. 2009 Sep;11(3):194-200.

32. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. Clin Oral Implants Res. 2012 Oct;23 Suppl 6:2-21.

33. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. Int J Oral Maxillofac Implants. 2007 Nov-Dec;22(6):879-85.

34. Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2005 Nov;75(2):457-63.

35. Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR.Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. Clin Oral Implants Res. 2007 Dec;18(6):720-6. Epub 2007 Sep 20.

36. Krennmair G, Seemann R, Schmidinger S, Ewers R, Piehslinger E. Clinical outcome of root-shaped dental implants of various diameters: 5-year results. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010 Mar-Apr;25(2):357-66.

37. 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.

38. Lang LA, Sierraalta M, Hoffensperger M, Wang RF. Evaluation of the precision of fit between the Procera custom abutment and various implant systems. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003 Sep-Oct;18(5):652-8.

39. 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.

40. MacDonald K, Pharoah M, Todescan R, Deporter D. Use of sintered porous-surfaced dental implants to restore single teeth in the maxilla: a 7- to 9-year follow-up. Int J Periodontics Restorative Dent. 2009 Apr;29(2):191-9.

41. 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.

42. Mangano C, Mangano F, Piatelli A, Lezzi G, Mangano A, La Colla L, Mangano A. Single-tooth Morse taper connection implants after 1 year of functional loading: a multicentre study on 302 patients. Eur J Oral Implantol. 2008 Winter;1(4):305-1.

43. Manoj S, Prasad KD, Naresh HG. Implant abutment connection: biomechanical perspectives. NUJHS Vol. 4, No.2, June 2014, ISSN 2249-7110.

44. 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.

45. 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.

46. 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 Dec;28(12):1523-1531.

47. MeSH Browser [base de datos en Internet]. National Library of Medicine (US); 1997- [acceso 03 de abril de 2016]. Unique ID D019250. Disponible en: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/mesh/?term=Dental+Implants%2C+Single-Tooth. Ficheros actualizados semanalmente..

48. Oral implantology. Glossary of implant terms. J Oral Implantol. 2007;Suppl 1:2-14.

49. 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.

50. 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.

51. Palmer RM, Palmer PJ, Smith BJ. A 5-year prospective study of Astra single tooth implants. Clin Oral Implants Res. 2000 Apr;11(2):179-82.

52. Phibo.com, Phibo dental solutions. Barcelona España; 16 marzo 2012. Disponible en: http://www.phibo.com/img/catalogos/Instrucciones%20de%20uso%20Syntesis.pdf.

53. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. Clin Oral Implants Res. 2004 Dec;15(6):667-76.

54. Romeo E, Lops D, Margutti E, Ghisolfi M, Chiapasco M, Vogel G. Long-term survival and success of oral implants in the treatment of full and partial arches: a 7-year prospective study with the ITI dental implant system. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004 Mar-Apr;19(2):247-59.

55. Romeo E, Ghisolfi M, Rozza R, Chiapasco M, Lops D. Short (8-mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. Int J Prosthodont. 2006 Nov-Dec;19(6):586-92.

56. 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.

57. 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.

58. Scarano A, Murmura G, Sinjiari 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.

59. 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.

60. 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.

61. Schmidlin K, Schnell N, Steiner S, Salvi GE, Pjetursson B, Matuliene G, Zwahlen M, Brägger U, Lang NP. Complication and failure rates in patients treated for chronic periodontitis and restored with single crowns on teeth and/or implants. Clin Oral Implants Res. 2010 May;21(5):550-7.

62. Schneider D, Witt L, Hämmerle CHF. Influence of the crown-to-implant length ratio on the clinical performance of implants supporting single crown restorations: a cross-sectional retrospective 5-year investigation. Clin Oral Implants Res. 2012 Feb;23(2):169-174.

63. Schropp L, Isidor F. Clinical outcome and patient satisfaction following full-flap elevation for early and delayed placement of single-tooth implants: a 5-year randomized study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2008 Jul-Aug;23(4):733-43.

64. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. Clin Oral Implants Res. 2000;11 Suppl 1:156-8.

65. Schwartz-Arad D, Bichacho N. Effect of age on single implant submersion rate in the central maxillary incisor region: a long-term retrospective study. Clin Implant Dent Relat Res. 2015 Jun;17(3):509-14.

66. Shetty Manoj D, Krishna Prasad, Shetty Naresh H. G, Jaiman Raghavendra. Implant abutment connection: biomechanical perspectives. Nitte University Journal of Health Science. Jun2014, Vol. 4 Issue 2, p47-53. 7p.

67. Siadat H, Pirmoazen S, Beyabanaki E, Alikhasi M. Does Abutment Collar Length Affect Abutment Screw Loosening After Cyclic Loading?. J Oral Implantol. 2015 Jul;41 Spec No:346-51.

68. 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.

69. 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.

70. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. J Prosthet Dent. 2017 May;117(5S):e1-e105. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.12.001.

71. Urdaneta RA, Rodriguez S, McNeil DC, Weed M, Chuang SK. The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking-taper implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010 Jul-Aug;25(4):729-43.

72. Vigolo P, Givani A. Clinical evaluation of single-tooth mini-implant restorations: a five-year retrospective study. J Prosthet Dent. 2000 Jul;84(1):50-4.

73. Wennström JL, Ekestubbe A, Gröndahl K, Karlsson S, Lindhe J. Implant-supported single-tooth restorations: a 5-year prospective study. J Clin Periodontol. 2005 Jun;32(6):567-74.

74. Wittneben JG, Buser D, Salvi GE, Bürgin W, Hicklin S, Brägger U. Complication and failure rates with implant-supported fixed dental prostheses and single crowns: a 10-year retrospective study. Clin Implant Dent Relat Res. 2014 Jun;16(3):356-64.

75. 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.

76. 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.