

**EVALUACIÓN DE LA TOLERANCIA DE LOS ABUTMENTS DE CONEXIÓN HEXAGONAL
INTERNA PASIVA FABRICADOS EN ALEACIONES DE CROMO-COBALTO**

ENID MARÍA MURILLO RIVAS

MARÍA FERNANDA PINZÓN RODRÍGUEZ

YINETH VIVIANA URBANO MOLANO

UNIVERSIDAD EL BOSQUE

PROGRAMA DE PROSTODONCIA -FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

BOGOTA DC. JULIO 2019

HOJA DE IDENTIFICACION

Universidad	El Bosque
Facultad	Odontología
Programa	Prostodoncia
Título:	Evaluación de la tolerancia de los abutments de conexión hexagonal interna pasiva fabricados en aleaciones de Cromo-Cobalto
Línea de investigación:	Oseointegración
Tipo de investigación:	Posgrado/línea docente
Estudiantes/ residentes:	Enid María Murillo Rivas María Fernanda Pinzón Rodríguez Yineth Viviana Urbano Molano
Director:	Martin Darío Neira
Codirector:	Martha Cecilia Tamayo Muñoz
Asesor estadístico	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
RENE ROJAS BENAVIDES	Director Programa de Prostodoncia
JOSE LEONARDO PEREZ	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

	Págs.
1. Introducción	1
2. Marco teórico	5
3. Planteamiento del problema	20
4. Justificación	24
5. Situación Actual	26
6. Sistematización de variables	30
7. Objetivos	32
8. Metodología del Proyecto	33
8.1. Tipo de estudio	33
8.2. Población y muestra	33
8.3. Métodos y técnicas para la recolección de la información	34
8.4. Hipótesis de estudio	42
8.5 Plan de tabulación y análisis	42
9. Consideraciones éticas	43
10. Resultados	45
11. Discusión	51
12. Conclusiones y recomendaciones	54
13. Referencias bibliográficas	55

RESUMEN

EVALUACIÓN DE LA TOLERANCIA DE LOS ABUTMENTS DE CONEXIÓN HEXAGONAL INTERNA PASIVA FABRICADOS EN ALEACIONES DE CROMO-COBALTO

Los *abutments* personalizados CAD-CAM en aleaciones en Cromo-Cobalto [Cro-Co]- que ya son comercialmente accesibles y de bajo costo, han demostrado tener buenas propiedades mecánicas que los hacen clínicamente aceptables; sin embargo, cuando su diseño es monolítico, las dimensiones del hexágono interno del *abutment* podrían verse afectadas al someterse a los procesos de colocación de la porcelana y esto puede generar problemas de adaptación y de micromovimiento en la interface *abutment* -implante. Por tal razón en este estudio se comparó la tolerancia de los *abutments* de conexión hexagonal interna pasiva prefabricados [Ti] con los personalizados-sinterizados en aleación Cro-Co y a estos últimos se les evaluaron los cambios dimensionales cuando son sometidos a los procesos de colocación de la porcelana. Para este estudio se utilizó una muestra no probabilística de 10 *abutments* prefabricados en Ti, y 10 *abutments* personalizados CAD-CAM en aleaciones de Cr-Co. A sus hexágonos se les evaluaron 7 mediciones longitudinales - y a los Cro-Co -estas mediciones también les fueron evaluadas en tres fases, la primera nuevos, la segunda posterior al proceso de colocación y cocción de la porcelana, y la tercera, posterior al proceso de pulido. Los análisis se realizaron sobre microfotografías obtenidas con un SEM a través del software Image Jfiji. Los resultados fueron reportados en micras (μ) y analizados estadísticamente mediante las pruebas de Friedman, ANOVA de medidas repetidas, t test y U Mann-Whitney; además se realizó un análisis descriptivo con respecto al parámetro de tolerancia máxima establecido [ISO 286-1:2010]. En los resultados se observa que hubo diferencias estadísticamente significativas al comparar los *abutments* personalizados y prefabricados nuevos en las variables: altura y perímetro del hexágono del *abutment*, ancho de extensión hexagonal, longitud del lado mayor del hexágono y diámetro máximo hexagonal. Para los *abutments* personalizados evaluados durante las tres fases se encontraron diferencias estadísticamente significativas solamente en las variables altura del hexágono del *abutment* y longitud del lado menor del hexágono y los datos descriptivos indican que la fase de pulido es la que genera los mayores cambios dimensionales.

Estos resultados sugieren que las variaciones dimensionales que presentan los *abutments* personalizados CAD-CAM en Cro-Co - nuevos y cuando son sometidos a los procesos de colocación de la porcelana podrían llegar a afectar su adecuada adaptación y asentamiento, aumentando el riesgo de micromovimientos y las complicaciones mecánicas derivadas de la pérdida de precarga tales como: aflojamiento, deformación y fractura del tornillo, deformación de las conexiones en el implante-*abutment*, e incluso fractura del implante.

Palabras claves: *abutment* dental, conexión hexagonal interna, *abutment* personalizado CAD CAM, dimensionamiento geométrico, tolerancia, cromo-cobalto

ABSTRACT

EVALUATION OF ABUTMENT TOLERANCE WITH INTERNAL PASSIVE HEXAGONAL CONNECTION MADE FROM CHROME-COBALT ALLOY

CAD-CAM personalised abutments made from chrome-cobalt alloy (Cro-Co) which are commercially accessible have been proven to have good mechanical properties and are clinically acceptable. However, when its design is monolithic, hexagon dimensions could be affected by the porcelain placement process and could generate adaption and micro-movement problems along the implant interface. The present study compared the tolerance of the mentioned prefabricated abutments (Ti) with CAD- CAM personalised Cro-Co alloy and the latter were evaluated for dimensional changes when subjected to the porcelain placement process. A non-probabilistic sample of ten prefabricated and personalised systems was used. The hexagons had seven longitudinal evaluations and the alloys had the same plus two additional phases: after the placement and after the sanding of the porcelain. The analysis was done on microphotographs obtained with a SEM with Image Jfiji software, results were reported in micron (μ) and statistically analysed with Friedman, repeated measures ANOVA, t test and U Mann-Whitney tests. An additional descriptive analysis of the maximum tolerance parameter was carried out also [ISO 286-1:2010]. Results showed statistically significant differences in: height, hexagonal perimeter, width of hexagonal extension, length of longest side and maximum hexagonal diameter. CAD-CAM personalised abutments evaluated during the three phases presented statistically significant differences regarding the height of the hexagon and length of shortest side only; descriptive data indicate that the sanding phase generates the greatest dimensional changes. Results suggest that the dimensional variations of the new Cro-Co abutments when subjected to the porcelain placement may affect its adequate adaptation and settlement.

Key words: dental abutment, internal hexagonal connection, CAD-CAM personalised abutment, geometric dimensioning, tolerance, chrome-cobalt.

1. INTRODUCCIÓN

Según el glosario de implantología oral y maxilofacial un *abutment* es un diente, la raíz de un diente o un componente de un implante el cual se encuentra retenido a este mediante un tornillo, que sirve para soportar y/o retener la prótesis dental. (Glossary of Oral and Maxilofacial Implants 2017). Los *abutments* se pueden clasificar según: el tiempo de permanencia en boca, el tipo de conexión, el método de fabricación y los materiales en que se fabrican (Korsch & Walther, 2015).

Según su permanencia en boca los *abutments* se dividen en dos: *Abutments* temporales, que pueden ser metálicos o plásticos siendo prefabricados o personalizados según la indicación clínica y son usados después de la exposición de la plataforma del implante (segunda fase quirúrgica) o cuando se realiza carga inmediata. Estos están indicados en la fase provisional y ayudan a personalizar la forma, perfil de tejido blando y oclusión.

Teniendo en cuenta el tipo de conexión, la interfase implante-aditamento protésico es una conexión externa o interna, siendo diferenciada una de otra por un acople superior (externa) o inferior (interna) a la superficie coronal del implante, característica de la cual se da la clasificación según el tipo de conexión.

La conexión del *abutment* se define como el acto de conectar un *abutment* a un implante endóseo, se caracteriza además como un componente de deslizamiento, donde existe un ligero espacio entre las partes coincidentes y la conexión resultante es pasiva, como un componente de ajuste por fricción, donde no existe espacio entre los componentes de acoplamiento y las partes son forzadas a unirse (Duyck et al, 2001).

Las complicaciones clínicas con el uso de conexiones hexagonales externas, son principalmente por aflojamiento del tornillo, en un intervalo de 6% a 48% (Binon, 2000).

Los diseños de conexión interna ofrecen una plataforma con altura vertical reducida para los componentes protésicos; distribución de cargas laterales profundas dentro del implante; un tornillo protésico protegido; enganche con paredes internas que resisten el desplazamiento; enganche con las paredes del implante reduciendo las vibraciones; posibilidad de un selle microbiano y de llevar la interfase restauradora a un nivel más estético (Binon, 2000).

Un riesgo de la conexión interna en conjunto con un plan de tratamiento inadecuado y sobrecarga, puede llevar a la fractura de la pared del implante (Binon,2000).

En el diseño de conexión externa, el tornillo protésico es el único elemento que mantiene el *abutment* y el implante ensamblados haciendo el diseño inherentemente débil a las fuerzas de torsión. Es por esto que la fricción juega un papel importante en el mantenimiento de la integridad a nivel de la conexión, además del torque (precarga) aplicado durante el apretamiento del pilar (Engquist *et al.*, 2002).

Un estudio sobre la evaluación in vitro de la fuerza de la unión del implante cónico al pilar en 2 sistemas de implantes comercialmente disponibles (ITI Straumann con una conexión interna de 8° y Astra Tech ST con una conexión interna de 11°), reportó que los implantes ITI presentaron fractura en la cabeza del tornillo mientras que los implantes Astra sólo sufrieron deformación del cono interno y suave torsión dentro del cuello del implante (Engquist *et al.*, 2002).

Se han descrito ventajas y desventajas mecánicas, clínicas y microbiológicas, entre otras, para la conexión interna y externa, sin embargo, las influencias biomecánicas reales alrededor de los implantes todavía están por ser examinadas en detalle (Maeda *et al.*, 2006)

Se sugiere que los nuevos diseños deben ser desarrollados con métodos científicos incluyendo la evaluación clínica y no solo basados en especulación y opinión profesional (Watson,1998)

Una revisión sistemática trabaja con la hipótesis nula de que no hay diferencia en el comportamiento clínico entre varios tipos de implantes dentales oseointegrados con forma radicular, se realizó la búsqueda de los estudios controlados que comparaban implantes oseointegrados con diferentes materiales, formas, conexiones protésicas y características superficiales, con un seguimiento de 1 a 3 años. Los resultados mostraron, que no se encontraron diferencias estadísticamente significativas para fracasos, cambios en el nivel óseo marginal y periimplantitis, concluyendo que no había evidencia que los sistemas de implantes evaluados fueran superiores a otros (Esposito *et al.*,2005).

El término ajuste pasivo en implantología define el ajuste de una prótesis compatible con la probabilidad de que el cuerpo sea adaptado y genere la remodelación bajo este estímulo,

Bränemark describe un ajuste clínicamente aceptable en el que las condiciones de tensión/deformación se encuentran dentro del rango fisiológico de normalidad, en donde los implantes son estables cuando la prótesis se atornilla en su sitio. (Meng *et al.*, 2007).

La pasividad ideal se define cuando sin aplicación de fuerzas externas, la estructura acopla sobre los *abutments*, siendo interpretadas como fuerzas estáticas que afectan la interfase implante – hueso, siendo así una restauración pasiva difícil de conseguir, porque genera pequeños errores en el procedimiento dentro de su elaboración con valores de distorsión significativos. (Duyck *et al.*, 2001).

De acuerdo al método de fabricación, los *abutments* prefabricados pueden ser personalizados en un laboratorio dental mediante el método CAD/CAM, prefabricados por casas fabricantes de implantes y colados a partir de *abutments* calcinables (Korsch & Walther, 2015).

Los *abutments* prefabricados son elaborados por un sistema maquinado por el fabricante siendo seleccionados para una plataforma existente. Los *abutments* personalizados se usan en situaciones en las cuales no es posible realizar correcciones protésicas con los aditamentos prefabricados estándar del implante. Algunas de las situaciones en las que se pueden requerir *abutments* personalizados son: Insuficiente espacio interoclusal y corrección de angulaciones mayor a 15 ° (Lee *et al.*, 2016).

Los *abutments* además pueden fabricarse en diferentes materiales, donde las aleaciones de titanio conocido como un metal reactivo incorporan cantidades mínimas de oxígeno, nitrógeno, hidrógeno, hierro y carbono durante los procedimientos de purificación modificando las propiedades físicoquímicas del titanio (Castillo *et al.*, 2005).

En 1932 se introdujo la primera aleación a base de cobalto y cromo utilizada en odontología, conocida con el nombre de Vitallium. (Castillo *et al.*, 2005).

Estas aleaciones dentro de su composición tienen cobalto en un 35 y 65%; y cromo 20 y 35%, y otros elementos como carbono, silicio, hierro y manganeso que modulan las propiedades de la aleación final (Castillo *et al.*, 2005).

Otra de las aleaciones utilizadas para la elaboración de *abutments*, es el Cr-Co que se utiliza para la comercialización de *abutments*; sin embargo, en cuanto a la estabilidad mecánica, el rendimiento clínico y la seguridad biológica, comparados con los *abutments* de oro, no ha

sido posible obtener evidencia científica significativa por falta de estudios publicados de los *abutments* Cr-Co en prótesis implantosoportada (Yoon *et al.*, 2016).

Las aleaciones en Cr-Co incluyen un grosor de capa oxidativa mayor que otras aleaciones cuando se funden a altas temperaturas, y tienen propiedades anti corrosivas, que previenen el contacto directo con los tejidos (Yoon *et al.*, 2016).

Además, aunque el proceso mediante el cual se fabrica puede ser la causa principal de diferencias en resistencia y dureza; la aleación Cr- Co tiene una mayor resistencia y dureza que la aleación de oro y las aleaciones a base de titanio.

Debido a esto, el problema es planteado con respecto al uso del *abutment* en Cromo-Cobalto ya que, al hacerle tratamiento superficial para tratar de eliminar la gruesa capa oxidativa, puede causarse daño en la interfase implante - *abutment* creando como consecuencia de esto una alteración en la estabilidad de la unión al tornillo (Yoon *et al.*, 2016).

Por esta razón objetivo general de este estudio es evaluar la tolerancia de los *abutments* de conexión hexagonal interna pasiva prefabricados y personalizados fabricados en aleación Cromo-Cobalto, el cual se llevará a cabo en una muestra no probabilística de 10 sistemas de *abutments* de hexágono interno pasivo por cada uno de los sistemas evaluados; prefabricados y personalizados.

2. MARCO TEÓRICO

Los *abutments* se definen como un componente intermedio entre el implante y la restauración, el cual se retiene al implante mediante un tornillo. Por lo general, los *abutments* pueden separarse del implante, pero en algunos casos pueden formar parte del mismo (Karunagaran *et al.*, 2013).

Los *abutments* forman parte fundamental de la parte restauradora de la prótesis del implante, proporcionando retención, soporte, estabilidad y la posición óptima para la restauración final (Rieder, 1996).

Los *abutments* se pueden clasificar de acuerdo al tipo de fabricación, según al tiempo de permanencia en boca y según su conexión (Korsch & Walther, 2015).

De acuerdo al método de fabricación, los *abutments* pueden ser personalizados en un laboratorio dental utilizando el método CAD/CAM, prefabricados por casas fabricantes de implantes y colados a partir de *abutments* calcinables (Korsch & Walther, 2015).

Los *abutments* prefabricados son elaborado por un sistema maquinado usado por el fabricante y pueden ser seleccionados directamente para una plataforma existente, al construirse con los mismos tornos alfanuméricos que los implantes poseen entre ellos un alto ajuste y adaptación marginal (Lee *et al.*, 2016).

Los diseños de este tipo de *abutments* han sido mejorados por las compañías a lo largo de los años, por este motivo los son capaces de formar mejores contornos emergentes, bordes precontorneados y, en algunos casos, copias de las impresiones bucales para una transferencia más precisa de las posiciones de los pilares (Korsch & Walther, 2015).

Estos implican menos tiempo de preparación en el laboratorio, mejor cubrimiento del pilar y los contornos de la corona. Así aumenta la eficiencia de laboratorios y clínicas, lo que redundará en un resultado final mejor para el paciente (Korsch & Walther, 2015).

Los *abutments* personalizados requieren que el odontólogo realice la toma de una impresión del implante o de la plataforma del mismo a través de un *copring* de impresión, mientras que el prefabricado es elaborado por un sistema maquinado usado por el fabricante y puede ser seleccionado directamente para una plataforma existente. Los *abutments* personalizados son utilizados en situaciones en las cuales no es posible realizar correcciones protésicas con los

aditamentos prefabricadas estándar del implante. Algunas de las situaciones en las que se pueden requerir *abutments* personalizados pueden incluir: Insuficiente espacio interoclusal y corrección de angulaciones mayor a 15 ° (Lee *et al.*, 2016).

La aleación Cr-Co se ha utilizado recientemente, para la comercialización de *abutments* de esta manera se ha logrado obtener más casos clínicos como evidencia; sin embargo, en cuanto a la estabilidad mecánica, el rendimiento clínico y la seguridad biológica, comparados con los *abutments* de oro, no se ha logrado obtener mucha evidencia científica, y hay una falta de estudios publicados de los *abutments* Cr-Co en prótesis implantosoportada (Yoon *et al.*, 2016).

La aleación Cr- Co dentro de sus características incluye un grosor de capa oxidativa mayor que otras la encontrada en otras aleaciones cuando se funden a altas temperaturas. Además, aunque el proceso mediante el cual se fabrica puede ser la causa principal de diferencias en resistencia y dureza; la aleación Cr- Co presenta una mayor resistencia y dureza que la aleación de oro y las aleaciones a base de titanio. Por otra parte, el problema se puede plantear con respecto al uso del *abutment* en Cr-Co ya que, al hacerle tratamiento superficial para tratar de eliminar la gruesa capa oxidativa, puede dañar la interfase entre el implante y el *abutment* y con esto alterar la estabilidad de la unión al tornillo (Yoon *et al.*, 2016).

En cuanto a los UCLA (*Universal Clearance Limited Abutments*) son a menudo utilizados como una solución ante casos clínicos, en los cuales no existe suficiente distancia inter-arco y la recuperación de la prótesis no es posible. Los UCLA pueden ser utilizados como retenedores en forma de tornillo, esto es posible al combinar el *abutment* con la superestructura, utilizando una técnica de fundición.

El UCLA puede ser conectado directamente al accesorio del implante, teniendo en cuenta el patrón de reabsorción del hueso y la dentición opuesta. Este método tiene una ventaja al formar el perfil emergente y una aleación de oro se ha utilizado como material para este caso. Sin embargo, debido al incremento en el precio del oro, otros materiales más accesibles se encuentran emergiendo como alternativas, tal es el caso de *abutments* con aleaciones de Zirconio, Titanio, y Cobalto-Cromo-Molibdeno (CCM) (Yoon *et al.*, 2014).

El uso del diseño asistido por computadora (CAD) y la fabricación asistida por computador (CAM) ha aumentado considerablemente en la odontología implantológica en los últimos 10

años. Las mejoras continuas de la tecnología CAD / CAM han comenzado a desafiar la técnica de fabricación de prótesis y *abutments* mediante métodos convencionales (Kapos & Evans, 2014).

El protocolo CAD / CAM se introdujo inicialmente para restauraciones con el propósito de simplicidad, comodidad y eliminación de varias etapas de fabricación. La producción CAD / CAM implica tres pasos consecutivos: escaneo, diseño y maquinado o producción. (Abduo & Lyons, 2013).

El escáner es el sistema de adquisición de datos que registra la geometría 3D de la infraestructura y convierte el modelo dental real en un modelo dental virtual. El componente CAD diseña el contorno 3D del componente final del implante. El sistema CAM produce el componente real del implante de acuerdo con el diseño virtual. (Abduo & Lyons, 2013).

La primera restauración dental CAD / CAM se produjo en 1983, y su aplicabilidad se expandió en los aspectos restaurativos de la odontología de implantes en la primera década de los años noventa (Park *et al.*, 2014).

La tecnología CAD / CAM ha sustituido a los métodos tradicionales de procesamiento de prótesis dentales ampliando su aplicación desde la fabricación de prótesis dentales, incluyendo dientes y coronas parciales, hasta incrustaciones de clase II y diseño de prótesis parciales removibles y dentaduras postizas completas, así como prótesis de implante y guías quirúrgicas (Karunagaran *et al.*, 2013).

Los *abutments* CAD / CAM son diseñados a la medida con el fin de recrear el perfil de emergencia deseado y de guiar la orientación de la corona, facilitando la formación de la topografía anatómica de la mucosa y lograr contornos coronales para la sustitución protésica (Gehrke *et al.*, 2015).

Los principales materiales utilizados para los *abutments* personalizados hechos por un sistema CAD / CAM han sido titanio o zirconia (Lalithamma *et al.*, 2014).

La propiedad material de un *abutment* de titanio es la misma que la de un implante dental de titanio. Por lo tanto, un *abutment* de titanio tiene menos abrasión y alta resistencia a la fractura en el uso a largo plazo. Sin embargo, en periodonto delgado causa problemas estéticos, como un efecto de sombra en el caso de los dientes anteriores (Lalithamma *et al.*,

2014).

Mientras que los *abutments* de zirconia se seleccionan frecuentemente en pacientes con periodonto delgado con el propósito de lograr una mejor estética, tienen una desventaja; provocan la abrasión del propio implante debido a la diferencia de resistencia al desgaste entre zirconia y titanio, especialmente para implantes de conexión de tipo externo. Los *abutments* de Zirconia también pueden fracturarse en la parte de conexión interna en implantes. Los *abutments* de tipo híbrido que utilizan un enlazador de titanio pueden fallar en la unión entre el enlazador y la parte superior de zirconia (Cardoso *et al.*, 2016).

Aunque el titanio ha sido ampliamente utilizado en el sistema CAD / CAM como metal de procesamiento, forma una gruesa capa de oxidación en la superficie y requiere tiempos relativamente largos para su procesamiento. Una aleación de paladio puede superar estas deficiencias, obteniendo un color similar a la aleación de oro ajustando la relación de paladio-indio. También mejora las propiedades del material y la fuerza de unión entre la aleación y la cerámica. Por lo tanto, la aleación de paladio ha sido recientemente considerada como una alternativa para reemplazar el titanio en prótesis de implantes dentales (Prithviraj *et al.*, 2012).

Los *abutments* se pueden dividir en dos formas según su permanencia en boca: *Abutments* temporales y *abutments* definitivos (Karunagaran *et al.*, 2013).

Los *abutments* son generalmente producidos en una forma prefabricada de *stock* que incluyen *abutments* de impresión, los cuales pueden ser para cubeta abierta o también llamados directos o para cubeta cerrada también llamados de transferencia o cofias indirectas; *abutments* de cicatrización usados para cubrir la plataforma de implante después de la colocación quirúrgica de este y para prevenir el crecimiento de tejidos y huesos en el cuerpo del implante. También ayuda a establecer la epitelización del tejido y evita la afluencia de fluidos de la cavidad oral en el cuerpo del implante; y *abutments* provisionales metálicos o plásticos, que generalmente son prefabricados o personalizados según su indicación clínica, se utilizan después de la exposición de la plataforma del implante (segunda fase quirúrgica) y cuando se realiza carga inmediata. Están indicados en la fase provisional y ayudan a personalizar la forma, perfil de tejido blando y oclusión antes de la prótesis definitiva (Karunagaran *et al.*, 2013).

El clínico tiene la posibilidad de utilizarlos tal cual o de personalizarlos según sea necesario para establecer contornos dentales y gingivales, ayudando a crear el perfil de emergencia, generando estética, los límites fonéticos y posición. Se puede utilizar para ayudar a establecer la forma definitiva de la restauración (Dario, 1993).

Para la restauración final se usan *abutments* definitivos, que se encuentran en una variedad de angulaciones para tratar problemas de posición del implante. Los *abutments* estándar varían según el fabricante y vienen como restauraciones de pilar fija y desmontables cada una con sus propias indicaciones. Los *abutments* modificables personalizados, son más comúnmente utilizados en situaciones donde los *abutments* de stock no pueden usarse para corregir problemas extremos de angulación o para adaptarse a los diseños únicos del *coping* y la restauración. Estos *abutments* son encerados por el técnico con los contornos requeridos y adaptándose en el espacio restaurador, debido a esto tienden a ser más costosos (Karunagaran *et al.*, 2013).

Las conexiones implante-pilar pueden ser internas o externas; las conexiones externas presentan una proyección distinta a la externa al cuerpo del implante, mientras que las conexiones internas están adaptadas al cuerpo del implante (Khraisat *et al.*, 2004).

La conexión puede caracterizarse además como un componente de deslizamiento, donde existe un ligero espacio entre las partes coincidentes y la conexión resultante es pasiva, como un componente de ajuste por fricción, donde no existe espacio entre los componentes de acoplamiento y las partes son forzadas a unirse (Meng *et al.*, 2007).

El contacto entre las superficies se caracteriza además como una unión de tope, que consiste en dos superficies planas que se ponen en contacto una con otra en un ángulo recto, o una unión en bisel, donde las superficies están inclinadas internamente o externamente. Las superficies unidas también pueden incorporar una característica de resistencia a la rotación, de indexación y / o geometría de estabilización lateral (Meng *et al.*, 2007).

La conexión implante-pilar original de Brånemark era un hexágono externo con una altura de 0,7 mm que actuaba como un acoplador y un dispositivo de transferencia de par. El protocolo Brånemark original fue desarrollado para la restauración de arcos completamente edéntulos usando una serie de implantes conectados por una barra de metal (Ohrnell *et al.*, 1988).

Desde su introducción por Brånemark, el hexágono externo ha sufrido una serie de modificaciones y ahora está disponible en diferentes dimensiones, dependiendo de la plataforma del implante (Ohrnell *et al.*, 1988)

Se desarrollaron conexiones implante-pilar internas para superar las complicaciones clínicas asociadas con las conexiones externas. Los objetivos de los nuevos diseños eran mejorar la estabilidad de la conexión durante la colocación y los períodos funcionales, y para simplificar el *armamentarium* necesario para que el clínico terminara la restauración (Cho *et al.*, 2015).

Debido a esto los implantes de conexión interna se pueden subdividir en ajuste pasivo/ deslizamiento (existe espacio entre los componentes de acoplamiento) con hexágono interno de seis puntos, hexágono interno de 12 puntos, trípode interno y octágono interno; o con ajuste de fricción (no hay espacio entre los componentes de acoplamiento), que incluye cono de bloqueo / Cono Morse (Thalisson *et al.*, 2017).

Los principales gastos en implantes dentales son cada vez más populares, y se están invirtiendo en componentes utilizados para fabricar prótesis sobre implantes, es así como diferentes *abutments* son útiles en los casos en que la distancia suficiente inter-arcada está disponible, no obstante, para los casos con insuficiente distancia interoclusal donde la recuperación de prótesis no es posible, existe UCLA tope usado como forma atornillada. Realizado mediante la combinación de la unión a tope con la superestructura a través de fundición. El *abutment* UCLA se conecta directamente a la estructura del implante cuando se considera el patrón de la resorción ósea y la posición de la dentición opuesta. Generando la formación del perfil de emergencia, siendo la aleación de oro una elección de material para este caso, aunque debido al alto costo del oro, surgen ahora otros materiales como alternativas entre estos zirconia, aleación de titanio (Yoon *et al.*, 2016).

Un sin número de complicaciones mecánicas en el seguimiento a largo plazo de prótesis de implante provienen de la fijación y la estabilidad de la parte de conexión entre el implante y *abutment* (Thalisson *et al.*, 2017).

El aflojamiento del tornillo es uno de los problemas frecuentes, especialmente para los implantes de conexión externa, la estabilidad de la unión del tornillo generalmente depende del ajuste de la conexión del *abutment*-implante y la tolerancia entre ellos; el aflojamiento del

tornillo ocurre cuando la fuerza de flexión es mayor que la fuerza de torque causada por la precarga de este (Park *et al.*, 2017).

Para los implantes de conexión interna, la resistencia de fricción en la interfaz del *abutment* implante puede tener una influencia mayor sobre la estabilidad del tornillo (Ming *et al.*, 2017).

El efecto de cuña, la resistencia a la fricción, y la conexión global puede ser estable mientras que el valor de deformación de la conexión interna disminuya después del desplazamiento axial del *abutment*. La estabilidad de la superestructura del implante se evalúa midiendo la estabilidad del tornillo. El método común es investigar el micromovimiento después de aplicar la carga dinámica realizando mediciones del torque reverso del tornillo del *abutment* mediante un calibrador digital. Cuando se requiere la evaluación de la estabilidad en la superestructura del implante se dispone de varios métodos, por ejemplo, la medición del espacio en el perímetro exterior de la conexión implante- *abutment* y la adaptación en función del radio (Ming *et al.*, 2017).

En los procedimientos asociados con la fabricación de armazones de implantes, se emplean diferentes componentes, tanto en las fases clínica como en las de laboratorio; Aunque todos los componentes del implante se mecanizan para asegurar un ajuste íntimo, siempre hay una tolerancia de mecanizado inherente entre las superficies de conexión (Ma *et al.*, 1997).

La tolerancia de mecanizado es la diferencia en las posiciones de reposo (desplazamiento horizontal) entre los componentes cuando estos se mantienen en su lugar por sus respectivos tornillos de fijación (Malaguti *et al.*, 2011).

Existen dos factores que contribuyen a las tolerancias de mecanizado, la variación dimensional y la rugosidad de la superficie. La tolerancia dimensional especifica cuánto puede variar un componente mecanizado de su "dimensión exacta" mientras que la rugosidad superficial de los componentes después del mecanizado afecta el ajuste de las superficies de contacto (Ma *et al.*, 1997).

Métodos de medición de la tolerancia.

Máquina de medición de coordenadas (CMM)

Este dispositivo consiste en una sonda de medición que puede colocarse en cualquier plano X, Y o Z, dentro del espacio de trabajo tridimensional de 650 × 600 × 500 mm. La medición se realiza usando un punzón de disco de rubí de tipo de disparo táctil con un diámetro de 6,0 mm y un espesor de 1,2 mm. Cuando la punta del punzón toca la superficie a medir, el sensor de activación por contacto registra las coordenadas X, Y y Z del punto de contacto entre el punzón y la superficie (Ma *et al.*, 1997).

El CMM tiene una precisión total de 1 µm, permite el control manual y también puede ser operado automáticamente por el *software* AVAIL (*Advanced Validator Interface Language*, Brown & Sharpe, North Kingston, RI). EL software también controla la velocidad de la sonda, la repetitividad de posicionamiento, la transformación geométrica, el almacenamiento de datos y la administración (Ma *et al.*, 1997)

Perfilómetros de contacto mecánico

Su principio (instrumento de aguja de contacto) es que una pastilla con un estilete se atraviesa sobre la superficie a una velocidad constante. Los perfilómetros de contacto se han utilizado en la investigación de implantes dentales, casi exclusivamente para implantes cilindros, en muestras planas en investigaciones relacionadas con los dientes y para la evaluación de la rugosidad de los implantes ortopédicos experimentales y recuperados. En muchos casos, del diseño del implante se obtiene información acerca de qué instrumento usar y en qué región es conveniente hacer las mediciones; cuando se realizan mediciones con este tipo de instrumento, no se da la información de la región del implante donde se realizaron las mediciones, sin embargo estas deben de ser de lugares sin roscas, ya que un perfilómetro de contacto mecánico no puede evaluar las regiones roscadas, lo cual es una deficiencia grave con ese método en las evaluaciones de implantes (Kilpadi & Lemons,1994).

El material de fabricación del implante es otro factor que necesita ser considerado, por ejemplo, cuando el material es demasiado blando, la carga aplicada en la punta dañará la superficie. Dentro de las ventajas que presenta este método de medición, es su amplio rango de medición en sentido vertical como horizontal, también es posible medir áreas grandes y rugosas; su principal inconveniente radica en que no pueden ser utilizados para evaluaciones en las que no sea posible destruir el implante dental, ya que como se mencionó anteriormente, la punta no puede evaluar las partes roscadas (Kilpadi & Lemons,1994).

Varios estudios sugieren que al usar un perfilómetro mecánico con microscopía de barrido (SEM) fue el método que mostró mayor superioridad para investigar implantes metálicos (Kilpadi & Lemons,1994).

Instrumentos de perfil óptico

Los instrumentos ópticos resultan ser generalmente más rápidos y estos presentan una mejor resolución, comparada con los instrumentos de contacto mecánico; son de mayor uso en la investigación de biomateriales esto debido a que resultan ser más rápidos, como en el caso de los perfilómetros mecánicos de contacto, los instrumentos ópticos han sido de mayor utilidad principalmente en estudios experimentales en los cuales se evalúen discos o cilindros (Wennerberg *et al.*, 1992).

Normas para evaluar la rugosidad superficial de los implantes orales

Equipo

Las normas y los equipos de medición que se usan para evaluar la topografía de las superficies, se desplegaron originalmente para aplicaciones en el campo de la ingeniería, específicamente, en la ingeniería mecánica. Por tanto, no están habituados a muestras pequeñas como implantes orales (Wennerberg *et al.*,1993).

Se han encontrado varias normas nacionales e internacionales, sin embargo, la mayoría están descritas para realizar mediciones en dos dimensiones y la gran mayoría rigen solo para perfilómetro de contacto mecánico (Wennerberg *et al.*,1993).

Los perfilómetros mecánicos de contacto se han sido utilizados en la industria, aunque las técnicas tridimensionales y los instrumentos ópticos resultan ser más nuevos. Empero, las medidas tridimensionales y las técnicas de medición óptica han causado un mayor interés, y se esperan normas pronto para realizar mediciones (Wennerberg *et al.*,1993).

Calibración

En 1999 se esperaba que las autoridades internacionales hicieran una recomendación acerca de la calibración de los perfilómetros mecánicos de contacto. Sin embargo, actualmente sólo se dispone de un proyecto, aún son necesarias normas para los instrumentos ópticos, no obstante, varias de las recomendaciones que se hicieron para los instrumentos mecánicos de

aguja pueden ser aplicadas (International Standards Organization 1999).

Para lograr la calibración para la evaluación de parámetro, es necesaria la medición en un cristal plano. Cuya superficie debe tener una desviación en altura cercana a 0, valores superiores a 0, resultan en ruido eléctrico o de vibración inducida. Dentro de las recomendaciones se incluye medir una superficie definida y rayada. La tercera medida de calibración recomendada debe hacerse en una muestra con propiedades conocidas de espacio y altura (International Standards Organization 1999).

Evaluaciones

Al hablar de topografía superficial de los implantes se refiera a la forma, ondulación y rugosidad de estos. Distintos equipos para la medición influyen en los parámetros mencionados, pero estos parámetros están mayormente influenciados por la forma en que la medición de la rugosidad se separa de los errores de forma y ondulación. La rugosidad es lo que queda cuando se eliminan errores de forma y ondulación. Esto se hace con diferentes tipos de filtros (Wennerberg & Albrektsson, 2000).

Para mediciones realizadas en dos dimensiones, se debe utilizar una longitud de corte, de esta manera se eliminan errores de forma; por otro lado, las mediciones digitales realizadas en tercera dimensión es un filtro gaussiano (modela el ruido producido por los circuitos electrónicos o ruido de los sensores por falta de iluminación o altas temperaturas. La intensidad de todos los píxeles se ve afectada) (Wennerberg & Albrektsson, 2000).

Evaluaciones de rugosidad de la superficie de implantes orales

Como se describió anteriormente, la superficie y el diseño del implante se puede referir con respecto a la ondulación, forma y rugosidad (Wennerberg, 1996).

El diseño o la forma del implante, debe ser medido a un nivel milimétrico de resolución, que puede tener una relación directa con respecto a la respuesta ósea, como lo revelan los niveles óseos a largo del tiempo alrededor de los implantes cilíndricos, contrastados con los diseños tipo tornillo (Albrektsson, 1993).

Muchos investigadores, antiguamente, se concentraron en las ondulaciones del implante, ya que manifestaban que el hueso no podía infiltrarse en porosidades menores de aproximadamente 100 μm . Aunque esto resulta ser correcto, ya que el hueso se encuentra

rodeado por canales Haversianos que contienen los osteocitos que están dispuestos circunferencialmente. Actualmente hay investigadores que ratifican que la rugosidad resulta ser de un interés relevante en un implante (Wennerberg, 1996).

Métodos para la evaluación de la rugosidad de la superficie de los implantes orales

La rugosidad de la superficie del implante puede ser evaluada mediante tres instrumentos, los cuales proporcionan datos cualitativos y cuantitativos para las evaluaciones topográficas superficiales (Kilpadi & Lemons, 1994).

Perfilómetros de contacto mecánico

Su principio (instrumento de aguja de contacto) es que una pastilla con un estilete se atraviesa sobre la superficie a una velocidad constante. Los perfilómetros de contacto se han utilizado en la investigación de implantes dentales, casi exclusivamente para implantes cilindros, en muestras planas en investigaciones relacionadas con los dientes y para la evaluación de la rugosidad de los implantes ortopédicos experimentales y recuperados. En muchos casos, del diseño del implante se obtiene información acerca de qué instrumento usar y en qué región es conveniente hacer las mediciones; cuando se realizan mediciones con este tipo de instrumento, no se da la información de la región del implante donde se realizaron las mediciones, sin embargo estas deben de ser de lugares sin roscas, ya que un perfilómetro de contacto mecánico no puede evaluar las regiones roscadas, lo cual es una deficiencia grave con ese método en las evaluaciones de implantes (Kilpadi & Lemons, 1994).

El material de fabricación del implante es otro factor que necesita ser considerado, por ejemplo, cuando el material es demasiado blando, la carga aplicada en la punta dañará la superficie. Dentro de las ventajas que presenta este método de medición, es su amplio rango de medición en sentido vertical como horizontal, también es posible medir áreas grandes y rugosas; su principal inconveniente radica en que no pueden ser utilizados para evaluaciones en las que no sea posible destruir el implante dental, ya que como se mencionó anteriormente, la punta no puede evaluar las partes roscadas (Kilpadi & Lemons, 1994).

Varios estudios sugieren que al usar un perfilómetro mecánico con microscopia de barrido (SEM) fue el método que mostró mayor superioridad para investigar implantes metálicos (Kilpadi & Lemons, 1994).

Instrumentos de perfil óptico

Los instrumentos ópticos resultan ser generalmente más rápidos y estos presentan una mejor resolución, comparada con los instrumentos de contacto mecánico; son de mayor uso en la investigación de biomateriales esto debido a que resultan ser más rápidos, como en el caso de los perfilómetros mecánicos de contacto, los instrumentos ópticos han sido de mayor utilidad principalmente en estudios experimentales en los cuales se evalúen discos o cilindros (Wennerberg *et al.*, 1992).

En cuanto a la caracterización topográfica de implantes orales, los métodos con mayor aplicabilidad son los siguientes tres: (Wennerberg *et al.*, 1996).

- Sistemas de detección de foco, estos sistemas funcionan mediante un haz de luz como un lápiz óptico de aproximadamente 1 μm de diámetro, el haz de luz es escaneado sobre la superficie moviendo la muestra. La intensidad de la luz es la que determina el enfoque, la luz reflejada debe ser al menos el 4% de la luz incidente, para que sea posible realizar las mediciones (Wennerberg *et al.*, 1996).

Su superioridad es básicamente el amplio rango de medición vertical para superficies rugosas, tales como superficies pulverizadas con plasma y algunas superficies revestidas con hidroxiapatita, sin embargo los sistemas presentan dificultades para encontrar el foco cuando se miden superficies que tienen diferentes coeficientes de reflectancia, que se encuentran a menudo los implantes disponibles comercialmente; debido a esto, es necesario que las superficies se encuentren completamente pulidas (Wennerberg *et al.*, 1996).

- Microscopía focal de barrido láser, este sistema se basa en ajustar el punto de enfoque, punto por punto, independientemente de las medidas, lo que reduce los errores de integración, se puede utilizar una gran abertura numérica, lo cual es importante cuando se miden superficies porosas e inclinadas (Wennerberg *et al.*, 1996).

Se hicieron evaluaciones de la fiabilidad y exactitud de este instrumento y se encontró que era muy adecuado para la caracterización topográfica de implantes orales y otros biomateriales usados en odontología (Wennerberg *et al.*, 1996).

- Interferómetro de luz blanca, las mediciones se realizan con un haz de luz se separa en 2 haces; uno es reflejado desde un plano de referencia y el otro es reflejado desde

la superficie de la muestra. Las irregularidades de la superficie provocan cambios de fase en la luz reflejada; de esta manera las franjas oscuras y ligeras resultan ser rectas y espaciadas (como lo son para las superficies ópticamente planas). Algunas se cancelan mutuamente, mientras que otras se complementan (Wennerberg *et al.*, 1996).

Representa un método muy rápido con rangos de mediciones grandes, tanto verticales como laterales, su agravante es que las irregularidades que puede presentar una superficie con pendientes que superen los tres grados, resultan difíciles de medir, sobre todo para superficies con una baja capacidad de reflexión (Wennerberg *et al.*, 1996).

Microscopio de fuerza atómica

Es un instrumento mecano-óptico con capacidad de detectar fuerzas. Cuando se analiza una muestra, se hacen registros continuamente de la altura sobre la superficie de una sonda, la cual va acoplada a un listón microscópico, sensible al efecto de las fuerzas (Wennerberg *et al.*, 1997).

Este equipo puede realizar dos tipos de medidas: imagen y fuerza. (Wennerberg *et al.*, 1997).

En la modalidad de imagen, la superficie es barrida en el plano de la superficie por la punta. Durante el barrido la fuerza ejercida entre átomos de la punta y átomos en la superficie de la muestra, provoca una flexión de la cinta, esta es registrada por un sensor adecuado (normalmente balanza óptica) y la señal obtenida se introduce en un circuito. (Wennerberg *et al.*, 1997).

La fuerza interatómica se detecta cuando la punta está muy cerca de la superficie de la muestra, que se hace oscilar verticalmente mientras se registra la flexión de la cinta. (Wennerberg *et al.*, 1997).

Dentro de las limitaciones que muestra el sistema tienen que ver con superficies muy lisas, con la interpretación de los resultados ya que estos resultan ser una visualización para conocer las características que posee la muestra, tampoco es una fotografía de los átomos, las imágenes dependen de mecanismos de interacción entre punta-muestra que no se entienden bien hasta la fecha. (Wennerberg *et al.*, 1997).

Microscopios de sonda de barrido

Estos miden la interacción entre una punta afilada y la superficie de la muestra, dicha punta está unida a un extremo voladizo, y el movimiento de este durante el escaneo superficial lo va registrando (Vercaigne *et al.*, 1998).

La técnica de microscopía de tunelización y la microscopía de barrido son las técnicas más comunes y son también las más comunes para evaluaciones topográficas (Vercaigne *et al.*, 1998).

Debido a la muy alta resolución de este sistema de medida, es posible visualizar y caracterizar estructuras tan finas como una molécula de proteína. Es capaz de estudiar la relación entre la rugosidad de la superficie y los procesos biológicos. Las mediciones se pueden realizar en aire o en líquido (Vercaigne *et al.*, 1998).

Cuando se realiza una medición, y especialmente del rango de medición máxima en la dirección vertical resultan ser pequeños para muchas superficies de implantes, esto significa que las mediciones no siempre son posibles o al menos que el área medida tiene que ser muy selectiva, lo que implica que la medición puede no ser representativa de la rugosidad de la superficie total (Vercaigne *et al.*, 1998).

De la misma forma se propone un método de estandarización para la evaluación topográfica de implantes dentales en términos del equipo de medición necesario, proceso de filtrado y parámetros de selección. Para realizar las mediciones se tuvieron en cuenta 3 parámetros: i) Longitud del flanco (*flank*), ii) el arco descrito por la cima de la superficie (*top*) y iii) el arco descrito por la parte más profunda de la superficie del implante (*valley*). Se realizaron 18 mediciones con implantes con distintos grados de rugosidad. A los resultados obtenidos de estas mediciones se les aplicaron filtros Gaussianos de distintos tamaños, evidenciando de esta manera diferencias significativas entre cada medición. Finalmente, el procedimiento sugerido para la evaluación de implantes orales consta de 4 etapas: i) Método de medición, dentro del cual se recomienda una medición de la superficie del implante utilizando técnicas 3d e instrumentación de nanomedición como profilómetros e interferómetros. ii) Áreas sugeridas de medición: flancos, cimas y valles del implante, iii) Proceso de filtrado, el cual debe ser escogido de tal forma que los valores de los parámetros de las propiedades topográficas del implante puedan ser presentados de forma separada y iv)

Parámetros, en los cuales recomiendan un parámetro de altura, uno de espacio, y un parámetro híbrido para una adecuada medición (Wennerberg & Albrektsson, 2000)

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Según el glosario de implantología oral y maxilofacial un *abutment* es un diente, la raíz de un diente o un componente de un implante el cual se encuentra retenido a este mediante un tornillo, que sirve para soportar y/o retener la prótesis dental. (Glossary of Oral and Maxilofacial Implants 2017)

Los *abutments* se pueden clasificar según: el tiempo de permanencia en boca, el tipo de conexión, el método de fabricación y los materiales en que se fabrican (Korsch & Walther, 2015).

Según su permanencia en boca los *abutments* se dividen en dos: *Abutments* temporales, que pueden ser metálicos o plásticos siendo prefabricados o personalizados según la indicación clínica y son usados después de la exposición de la plataforma del implante (segunda fase quirúrgica) o cuando se realiza carga inmediata. Estos están indicados en la fase provisional y ayudan a personalizar la forma, perfil de tejido blando y oclusión.

Teniendo en cuenta el tipo de conexión, la interfase implante-aditamento protésico es una conexión externa o interna, siendo diferenciada una de otra por un acople superior (externa) o inferior (interna) a la superficie coronal del implante, característica de la cual se da la clasificación según el tipo de conexión.

La conexión del *abutment* se define como el acto de conectar un *abutment* a un implante endóseo, se caracteriza además como un componente de deslizamiento, donde existe un ligero espacio entre las partes coincidentes y la conexión resultante es pasiva, como un componente de ajuste por fricción, donde no existe espacio entre los componentes de acoplamiento y las partes son forzadas a unirse (Duyck et al, 2001).

Las complicaciones clínicas con el uso de conexiones hexagonales externas, son principalmente por aflojamiento del tornillo, en un intervalo de 6% a 48% (Binon, 2000).

Los diseños de conexión interna ofrecen una plataforma con altura vertical reducida para los componentes protésicos; distribución de cargas laterales profundas dentro del implante; un tornillo protésico protegido; enganche con paredes internas que resisten el desplazamiento; enganche con las paredes del implante reduciendo las vibraciones; posibilidad de un selle microbiano y de llevar la interfase restauradora a un nivel más estético (Binon, 2000).

Un riesgo de la conexión interna en conjunto con un plan de tratamiento inadecuado y sobrecarga, puede llevar a la fractura de la pared del implante (Binon,2000).

En el diseño de conexión externa, el tornillo protésico es el único elemento que mantiene el *abutment* y el implante ensamblados haciendo el diseño inherentemente débil a las fuerzas de torsión. Es por esto que la fricción juega un papel importante en el mantenimiento de la integridad a nivel de la conexión, además del torque (precarga) aplicado durante el apretamiento del pilar (Engquist *et al.*, 2002).

Un estudio sobre la evaluación in vitro de la fuerza de la unión del implante cónico al pilar en 2 sistemas de implantes comercialmente disponibles (ITI Straumann con una conexión interna de 8° y Astra Tech ST con una conexión interna de 11°), reportó que los implantes ITI presentaron fractura en la cabeza del tornillo mientras que los implantes Astra sólo sufrieron deformación del cono interno y suave torsión dentro del cuello del implante (Engquist *et al.*, 2002).

Se han descrito ventajas y desventajas mecánicas, clínicas y microbiológicas, entre otras, para la conexión interna y externa, sin embargo, las influencias biomecánicas reales alrededor de los implantes todavía están por ser examinadas en detalle (Maeda *et al.*, 2006)

Se sugiere que los nuevos diseños deben ser desarrollados con métodos científicos incluyendo la evaluación clínica y no solo basados en especulación y opinión profesional (Watson,1998)

Una revisión sistemática trabaja con la hipótesis nula de que no hay diferencia en el comportamiento clínico entre varios tipos de implantes dentales oseointegrados con forma radicular, se realizó la búsqueda de los estudios controlados que comparaban implantes oseointegrados con diferentes materiales, formas, conexiones protésicas y características superficiales, con un seguimiento de 1 a 3 años. Los resultados mostraron, que no se encontraron diferencias estadísticamente significativas para fracasos, cambios en el nivel óseo marginal y periimplantitis, concluyendo que no había evidencia que los sistemas de implantes evaluados fueran superiores a otros (Esposito *et al.*,2005).

El término ajuste pasivo en implantología define el ajuste de una prótesis compatible con la probabilidad de que el cuerpo sea adaptado y genere la remodelación bajo este estímulo,

Bränemark describe un ajuste clínicamente aceptable en el que las condiciones de tensión/deformación se encuentran dentro del rango fisiológico de normalidad, en donde los implantes son estables cuando la prótesis se atornilla en su sitio. (Meng *et al.*, 2007).

La pasividad ideal se define cuando sin aplicación de fuerzas externas, la estructura acopla sobre los *abutments*, siendo interpretadas como fuerzas estáticas que afectan la interfase implante – hueso, siendo así una restauración pasiva difícil de conseguir, porque genera pequeños errores en el procedimiento dentro de su elaboración con valores de distorsión significativos. (Duyck *et al.*, 2001).

De acuerdo al método de fabricación, los *abutments* prefabricados pueden ser personalizados en un laboratorio dental mediante el método CAD/CAM, prefabricados por casas fabricantes de implantes y colados a partir de *abutments* calcinables (Korsch & Walther, 2015).

Los *abutments* prefabricados son elaborados por un sistema maquinado por el fabricante siendo seleccionados para una plataforma existente. Los *abutments* personalizados se usan en situaciones en las cuales no es posible realizar correcciones protésicas con los aditamentos prefabricados estándar del implante. Algunas de las situaciones en las que se pueden requerir *abutments* personalizados son: Insuficiente espacio interoclusal y corrección de angulaciones mayor a 15 ° (Lee *et al.*, 2016).

Los *abutments* además pueden fabricarse en diferentes materiales, donde las aleaciones de titanio conocido como un metal reactivo incorporan cantidades mínimas de oxígeno, nitrógeno, hidrógeno, hierro y carbono durante los procedimientos de purificación modificando las propiedades físicoquímicas del titanio (Castillo *et al.*, 2005).

En 1932 se introdujo la primera aleación a base de cobalto y cromo utilizada en odontología, conocida con el nombre de Vitallium. (Castillo *et al.*, 2005).

Estas aleaciones dentro de su composición tienen cobalto en un 35 y 65%; y Cromo 20 y 35%, y otros elementos como Carbono, Silicio, Hierro y Manganeso que modulan las propiedades de la aleación final (Castillo *et al.*, 2005).

Otra de las aleaciones utilizadas para la elaboración de *abutments*, es el Cr-Co que se utiliza para la comercialización de *abutments*; sin embargo, en cuanto a la estabilidad mecánica, el rendimiento clínico y la seguridad biológica, comparados con los *abutments* de titanio, no ha

sido posible obtener evidencia científica significativa por falta de estudios publicados de los *abutments* Cr-Co en prótesis implantosoportada (Yoon *et al.*, 2016).

Las aleaciones en Cr-Co incluyen un grosor de capa oxidativa mayor que otras aleaciones cuando se funden a altas temperaturas, y tienen propiedades anti corrosivas, que previenen el contacto directo con los tejidos (Yoon *et al.*, 2016).

Además, aunque el proceso mediante el cual se fabrica puede ser la causa principal de diferencias en resistencia y dureza; la aleación Cr- Co tiene una mayor resistencia y dureza que la aleación de oro y las aleaciones a base de titanio.

Debido a esto, el problema es planteado con respecto al uso del *abutment* en Cr-Co ya que, al hacerle tratamiento superficial para tratar de eliminar la gruesa capa oxidativa, puede causarse daño en la interfase implante - *abutment* creando como consecuencia de esto una alteración en la estabilidad de la unión al tornillo (Yoon *et al.*, 2016).

4. JUSTIFICACIÓN

Una de las opciones que actualmente existe para la elaboración de *abutments* es la aleación de cromo-cobalto, sin embargo, existen diversos estudios *in vitro* que demuestran relación entre el ajuste de estructuras elaboradas a partir del método tradicional y los materiales en el que están coladas. Si se realiza una comparación entre estructuras coladas en titanio con aleaciones como cromo-cobalto y níquel-cromo-titanio, se puede observar que el titanio el material más fiel al proceso de colado, presentando menor distorsión y mejor ajuste pasivo final. (de Torres *et al.*, 2011) (de Torres *et al.*, 2007)

Esta aleación se ha utilizado recientemente, para la comercialización de *abutments* logrando obtener más casos clínicos como evidencia; sin embargo, en cuanto a la estabilidad mecánica, el rendimiento clínico y la seguridad biológica, comparados con los *abutments* de oro, no ha sido posible obtener evidencia científica significativa. (Yoon *et al.*, 2016).

Los *abutments* con aleaciones de cromo cobalto se pueden clasificar según su método de fabricación encontrando los *abutments* prefabricados, los cuales son elaborados por las empresas que industrializan los implantes, poseen alto ajuste y adaptación marginal; adicionalmente se encuentran los *abutments* personalizados los cuales pueden ser confeccionados en laboratorio en donde el técnico de laboratorio mediante un cilindro de plástico que será fundido puede crear el *abutment*. Pueden ser colados (todo el cilindro es de plástico calcinable) o sobrecolados (el margen del cilindro es de una aleación de metal), una de las ventajas del *abutment* calcinable con base de cobalto cromo es que el clínico puede atornillar la prótesis directamente sobre implante, lo que disminuye el riesgo de que se genere una adaptación inadecuada y la posible generación de una microbrecha. Este *abutment* puede ser utilizado en prótesis unitarias o múltiples y son de suma utilidad cuando la altura de tejido blando es menos de un 1,5 mm.

Dentro de esta categoría de los *abutments* personalizados se encuentran los *abutments* maquinados los cuales son personalizados confeccionados con la tecnología CAD-CAM.

Uno de los materiales más novedosos que introduce un punto de interés en el mundo del mecanizado es el Cromo Cobalto. Por su alta dureza requiere de refrigeración, por lo tanto, solo es posible su mecanizado en un sistema húmedo, sin embargo, existen alternativas para realizar fresado en seco mediante cromo-cobalto pre-sinterizado, facilitando así el proceso

de maquinado y logrando mayores ventajas clínicas.

Actualmente no se dispone de mucha evidencia clínica del uso de esta aleación en la elaboración de *abutments*, *existe* falta de estudios publicados.

5. SITUACIÓN ACTUAL

Pilares sobrecolables están indicados como alternativa al *Abutment* calcinable tradicional (tipo UCLA), pues mediante una base mecanizada en cromo-cobalto proporcionan la precisión de ajuste necesaria, a la vez que permiten su individualización. Constan de una base metálica, una chimenea plástica y un tornillo pasante. Están disponibles en versión con y sin hexágono en diferentes casas comerciales.

En la actualidad existe literatura disponible en la cual se evalúa la adaptación marginal de la conexión implante-*abutment* tanto interna como externa de *abutments* diseñados en aleaciones de cromo-cobalto, se ha determinado que la adaptación marginal no se ve afectada por el torque de inserción quirúrgica. (Yoon KJ *et.,al* 2016)

Otra de las variables estudiadas es la distribución del estrés alrededor de los implantes utilizando *abutments* fabricados en cromo- cobalto, se observó que los diferentes materiales del *abutment* no influyeron en la transmisión de tensiones alrededor de los implantes; (Mayra Cardoso *et.,al* 2015)

Los pilares de plástico calcinables (pilares UCLA) facilitaron la integración de la restauración con el pilar porque permiten una variabilidad en la resolución de los problemas estéticos. (Calderón *et.,al* 2017)

Se generó una inquietud en cuanto al uso de los *abutments* tipo UCLA en comparación con los de titanio maquinados, encontrándose que presentaban un ajuste menor por microgap y colonización, otra falla en los *abutments* colados o calcinables es el aflojamiento del tornillo por el deficiente ajuste generando falta de resistencia a la rotación por rozamiento; es por esto que con el paso del tiempo se han ido desarrollando soluciones con otro tipo de sistemas de fabricación de *abutments*. (Calderón *et.,al* 2017)

Sin embargo, se han registrado altas tasas de supervivencia después de la observación de un período (26,2 +/- 15,4 meses) y el uso de UCLA en cromo cobalto, por tal motivo se pueden recomendar *abutments* en dicho material como una opción de tratamiento adecuada. (Javier Montero *et.,al* 2012)

En cuanto a los *abutments* de tipo UCLA se ha evaluado la adaptación marginal y la capacidad de sellado al observar la migración de marcadores bacterianos o de color hacia o desde el

implante, mediante radiografías y microscopía de barrido electrónico (SEM), también se les ha evaluado la corrosión entre el Ti, aleaciones en Cr-Co y aleaciones nobles (Grosogeat et al.,1999), utilizando microscopía electrónica de barrido, donde no se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre aleaciones nobles y de Cr-Co.

Los estudios han investigado con mayor frecuencia capacidad de sellado con observaciones directas de la interfaz implante- *abutment* también se han realizado por radiografía y en general ha sido demostrado que la mayoría de las interfaces implante- *abutment* no da como resultado una conexión sellada. (Ramos et al., 2014)

Se ha aprobado la hipótesis de que los *abutments* tipo (UCLA) de varios fabricantes presentan un mejor sellado debido a la presencia de un margen prefabricado de cromo- cobalto (CoCr) en la interfaz en comparación con *abutments* de UCLA sin él. (Ramos et al., 2014)

Abutments personalizados

Complicaciones mecánicas

En cuanto a los métodos de medición de la precisión del ajuste entre implante-*abutment*, se han realizado las técnicas de impresión, los exámenes exploratorios y visuales, también incluye la visualización directa y el corte, pero aún ninguna técnica estándar ha sido acogida para medir la precisión del ajuste. (De Morais et al., 2012)

Varios estudios han encontrado una correlación directa entre la libertad de rotación y el aflojamiento del tornillo en la interfaz implante-pilar, se ha evidenciado que una libertad de rotación de menos de 2 grados proporcionaría la unión roscada más estable, que se traduce en una mayor tolerancia del sistema. (Park et al., 2012)

Otro hallazgo que observado es la pérdida de torque para los pilares de titanio y zirconia, y esto es consistente con lo reportado en otros estudios, donde encontraron que los valores de par de extracción medidos inmediatamente después del apriete son más bajos que el par de apriete inicial. (Reich et al.,2005)

Cambios dimensionales

Actualmente en cuanto a componentes protésicos como resultado de diferentes procesos de fabricación no se tiene un fundamento tecnológico, es decir no se conoce la tolerancia

dimensional de las partes individuales y su precisión. En las conexiones internas es realmente crítico sobre todo para reponer dientes únicos, sin embargo, tampoco hay procedimientos que sean para evaluar. (Jung *et al.*, 2008)

Sin embargo, se sabe que, para aumentar la tasa de éxito, las investigaciones se han centrado en evaluar las propiedades de la superficie, la topografía, la rugosidad y la composición química, con el fin de poder dar un criterio en cuanto la tolerancia del sistema y su comportamiento a largo plazo teniendo en cuenta la respuesta tisular.

(Gaviria *et al.*, 2014)

Se sabe que la tolerancia debe de ser mínima en los componentes protésicos en el implante, para poder asegurar ese ajuste *abutment*-implante, y así evitar problemas de carácter mecánicos y por ende evitar a nivel biológico. (Ma *et al.*, 1997)

Adicionalmente, las casas comerciales no proveen información clara de las tolerancias, para *abutments* ensamblados o *abutments* de dos piezas; la falta de precisión en los componentes protésicos se ha relacionado con complicaciones como aflojamiento del torillo y fractura de este, que resultan ser mucho más frecuentes de las complicaciones de origen bioológico. (Byrne *et al.*, 1998)

Cuando se evaluaron las alteraciones en la topografía como resultado de los ciclos de cocción de porcelana en aleaciones de Cr- Co fundidas, no se observaron alteraciones que tuvieran una diferencia estadísticamente significativa con respecto a las aleaciones Cr-Co coladas. (Ozkomur *et al.*, 2016)

En cuanto a la dureza de los *abutments* si disminuyó después del proceso de fundición. Gracias al aumento continuo de la dureza en la interfaz desde el *abutment* hasta la aleación fue posible observar la microestructura del metal, concluyendo su compatibilidad con la porcelana. (Carr *et al.*, 1996)

Cuando se evaluó la corrosión de los *abutment* en Cr-Co, estos demostraron una resistencia a la corrosión mayor que las aleaciones en Ti, pero con la desventaja de tener una resistencia limitada. (Zupancic *et al.*, 2006)

Las casas comerciales no proveen información clara de la tolerancia para *abutments* ensamblados o *abutments* de dos piezas; la falta de precisión en los componentes protésicos

se ha relacionado con complicaciones como aflojamiento del torillo y fractura de este, que resultan ser mucho más frecuentes de las complicaciones de origen biológico. (Byrne *et al.*,1998)

Se sabe que la tolerancia debe de ser mínima en los componentes protésicos en el implante, para poder asegurar ese ajuste *abutment*-implante, y así evitar problemas de carácter mecánicos y por ende evitar las complicaciones a nivel biológico. (Ma *et al.*, 1997)

6. SISTEMATIZACIÓN DE VARIABLES

6.1 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*.

Hexágono 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).

6.2 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 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.

Las variables de cada una de las muestras serán las siguientes:

- Altura del hexágono
- Perímetro del hexágono
- Ancho de extensión hexagonal
- Longitud del lado mayor del hexágono
- Longitud del lado menor del hexágono
- Diámetro máximo hexagonal
- Diámetro menor hexagonal

7. OBJETIVOS DEL ESTUDIO

7.1 Objetivo general

Evaluar la tolerancia de los *abutments* de conexión hexagonal interna pasiva prefabricados y personalizados, sinterizados fabricados en aleación Cromo-Cobalto

7.2 Objetivos específicos

- Determinar las dimensiones del hexágono (altura del hexágono, perímetro del hexágono, ancho de extensión hexagonal, longitud del lado mayor del hexágono, longitud del lado menor del hexágono, diámetro máximo hexagonal y diámetro menor hexagonal) de los *abutments* de conexión hexagonal interna pasiva prefabricados.
- Determinar las dimensiones del hexágono (altura del hexágono, perímetro del hexágono, ancho de extensión hexagonal, longitud del lado mayor del hexágono, longitud del lado menor del hexágono, diámetro máximo hexagonal y diámetro menor hexagonal) de los *abutments* de conexión hexagonal interna pasiva personalizados, sinterizados en aleación Cromo-Cobalto, en tres tiempos (nuevos, posterior a la colocación de la porcelana y después del pulido final)
- Comparar las dimensiones del hexágono (altura del hexágono, perímetro del hexágono, ancho de extensión hexagonal, longitud del lado mayor del hexágono, longitud del lado menor del hexágono, diámetro máximo hexagonal y diámetro menor hexagonal) de los *abutments* de conexión hexagonal interna pasiva nuevos prefabricados y nuevos personalizados, sinterizados en aleación Cromo-Cobalto.
- Comparar las dimensiones del hexágono (altura del hexágono, perímetro del hexágono, ancho de extensión hexagonal, longitud del lado mayor del hexágono, longitud del lado menor del hexágono, diámetro máximo hexagonal y diámetro menor hexagonal) de los *abutments* de conexión hexagonal interna pasiva personalizados, sinterizados en aleación Cromo-Cobalto, entre los tres tiempos (nuevos, posterior a la colocación de la porcelana y después del pulido final)

8. METODOLOGÍA DEL PROYECTO

8.1 Tipo de estudio

El tipo de estudio es descriptivo con asociación de variables.

8.2 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 sistemas de *abutments* de hexágono interno pasivo por cada uno de los sistemas evaluados; prefabricados y personalizados (ver tabla 2). Los *abutments* prefabricados serán analizados en un primer tiempo (nuevos) sin realizar modificaciones mientras que los personalizados serán analizados en tres tiempos:

- Tiempo 1: *Abutment* monolítico de conexión hexagonal interna pasiva personalizados, sinterizados en aleación Cromo-Cobalto nuevo.
- Tiempo 2: *Abutment* monolítico de conexión hexagonal interna pasiva personalizados, sinterizados en aleación Cromo-Cobalto posterior a la colocación de la porcelana.
- Tiempo 3: *Abutment* monolítico de conexión hexagonal interna pasiva personalizados, sinterizados en aleación Cromo-Cobalto después del pulido final.

Tabla 1 distribución de los grupos de estudio.

<i>Grupo</i>	<i>n</i>	<i>Tipo de abutment</i>	<i>Marca</i>
Control	10	Abutments de conexión hexagonal interna pasiva de plataforma 3.5 mm prefabricado, emergencia regular. Fabricado en titanio	PYSREA® BioHorizons, Birmingham, AL, USA.
Estudio	10	Abutments de conexión hexagonal interna pasiva personalizado monolítico de plataforma 3.5 mm, sinterizados en cromo cobalto.	CCCx01®, Phibo, Colombia, D.C Bogotá.

Criterios de Inclusión y Exclusión:

Criterios de inclusión:

- Sistema de *Abutments* de conexión hexagonal interna pasiva de plataforma 3.5 mm prefabricado, emergencia regular, fabricados en titanio (*PYSREA® BioHorizons, Birmingham, AL, USA.*)
- Sistema de *Abutments* de conexión hexagonal interna pasiva personalizados sinterizados, fabricados en aleación Cromo-Cobalto. monolíticos elaborados por el laboratorio Phibo® para realizar con microscopio electrónico de barrido (*modelo JSM 6490-LV, JEOL Ltd, Boston Massachusetts, USA*) a 30x fotografías y evaluar los cambios dimensionales en el hexágono del *abutment*.

Criterios de exclusión: *Abutments* personalizados de conexión hexágono interno pasivo, monolíticos en cromo cobalto elaborados por el laboratorio Phibo® (que presenten durante inspección con microscopio electrónico de barrido (*modelo JSM 6490-LV, JEOL Ltd, Boston Massachusetts, USA*) a 30X los siguientes defectos de fabricación en el hexágono del *abutment*:

- Ángulos indefinidos entre los lados del hexágono
- Corrosión sobre la superficie del hexágono del *abutment*

8.3 Métodos y técnicas para la recolección de la información:

Preparación de la muestra

- **Fase 1:** En esta fase se evaluaron los *Abutments* personalizados nuevos, monolíticos de conexión hexagonal interna pasiva, sinterizados en aleación Cromo-Cobalto (*CCCAxxCx01®*, *Phibo, Colombia, D.C Bogotá*) y *Abutments* prefabricados nuevos de conexión hexagonal interna pasiva de plataforma 3.5 mm, emergencia regular, fabricados en titanio (*PYSREA® BioHorizons, Birmingham, AL, USA.*) sin modificaciones, que cumplieron con los criterios de inclusión y exclusión.

Fase 2: En esta fase se evaluaron los *Abutments* personalizados monolíticos de conexión hexagonal interna pasiva, sinterizados en aleación Cromo-Cobalto (*CCCAxxCx01®*, *Phibo, Colombia, D.C Bogotá*) posterior al proceso de colocación de porcelana, los *Abutments* se arenaron con óxido de aluminio de 250 µm con presión de 3 a 4 bares, se realizó proceso de oxidación a 500 °C durante 4 minutos, una vez oxidada la superficie del *Abutment* se realizó la colocación de la primera capa de opacador (*VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG,*

Bad Säckingen · Germany] a una temperatura de 940°C durante 14,2 minutos en el horno de cocción (*Programat® P500/G2, Ivoclar Vivadent*). Se realizó la colocación de la segunda capa de opacador [VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG, *Bad Säckingen · Germany*], a una temperatura de 920°C durante 13,2 minutos en el horno (*Programat® P500/G2, Ivoclar Vivadent*). La estratificación se realizó con porcelana VITAVM®13 BASE DENTINE y VITAVM®13 ENAMEL. [VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG, *Bad Säckingen · Germany*] a una temperatura de 880°C durante 20,1 minutos en el horno (*Programat® P500/G2, Ivoclar Vivadent*). Finalmente se realizó colocación de porcelana VITA AKZENT Plus GLAZE (*VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG, Bad Säckingen · Germany*), a una temperatura de 880°C durante 9,45 minutos en el horno (*Programat® P500/G2, Ivoclar Vivadent*).

Fase 3: En esta fase se evaluaron los *Abutments* personalizados monolíticos de conexión hexagonal interna pasiva, sinterizados en aleación Cromo-Cobalto (CCCAXxCx01®, *Phibo, Colombia, D.C Bogotá*) posterior al pulido final. Este proceso se realizó con cepillos redondos abrasivos *Abraso-fix* (*Senden-Alemania, Bredent*). Se inició proceso de pulido con cepillo redondo verde de grano grueso, seguido de cepillo redondo azul de grano normal, continuando con cepillo redondo rojo de grano fino y se finalizó con cepillo redondo amarillo de grano ultrafino con una duración de 10 segundos por cepillo a 10.000 rev/min. Posteriormente se sumergió cada *abutment* en agua destilada por un minuto y se realizó secado

Evaluación de la tolerancia

Mediciones- Parámetros de medición

Sobre una porta objetos metálico de 7cm de diámetro se fijaron los hexágonos con cinta adhesiva de carbono de doble cara de 8mm de ancho (*Carbon Conductive Tape Double coated, TED PELLA, INC, Altadena, CA, USA*) para obtener el asentamiento total de la muestra sobre el porta objetos; 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 ubica el portaobjetos dentro del microscopio electrónico de barrido (*modelo JSM 6490-LV, JEOL Ltd, Boston Massachussts, USA*), en alto vacío por 5 minutos.

Obtención de imágenes

En cada una de las fases la unidad óptica-electrónica que genera el haz se desplaza sobre las muestras y mediante un sistema de registro fotográfico se capturan 3 imágenes para el hexágono del *abutment* dos en vista horizontal y una en vista vertical, cada una a diferente magnificación y obtenidas en formato TIF, posteriormente se realizará una evaluación dimensional de las imágenes a través del software ImageJ fiji® (ImageJ fiji®, *National institute of health, bethesda, maryland, USA*). Las imágenes se procesan en la computadora a través de un software específico mediante el cual se realizan las mediciones por el evaluador; estos valores métricos arrojados por el software para determinar la medida específica por muestra tanto en sistemas personalizados. (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 registrará el valor métrico en micras (μ) de forma individual por cada una; teniendo en cuenta todas las variables medidas; de los *abutments* personalizados. (tabla 2).

Tabla 2. Magnificación de las imágenes para cada variable analizada.

IMÁGENES		AUMENTO	ANGULACIÓN
Hexágono de los <i>abutments</i>	Altura del hexágono (vista vertical)	45X	0°
	Hexágono (vista horizontal)	30X	7°
	Diámetro máximo hexágono	20X	0°

- 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 (Figura 1).

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 (Figura 2).
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 (Figura 3).
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 (Figura 4).
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 (Figura 5).
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 (Figura 6).
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 (Figura 7).

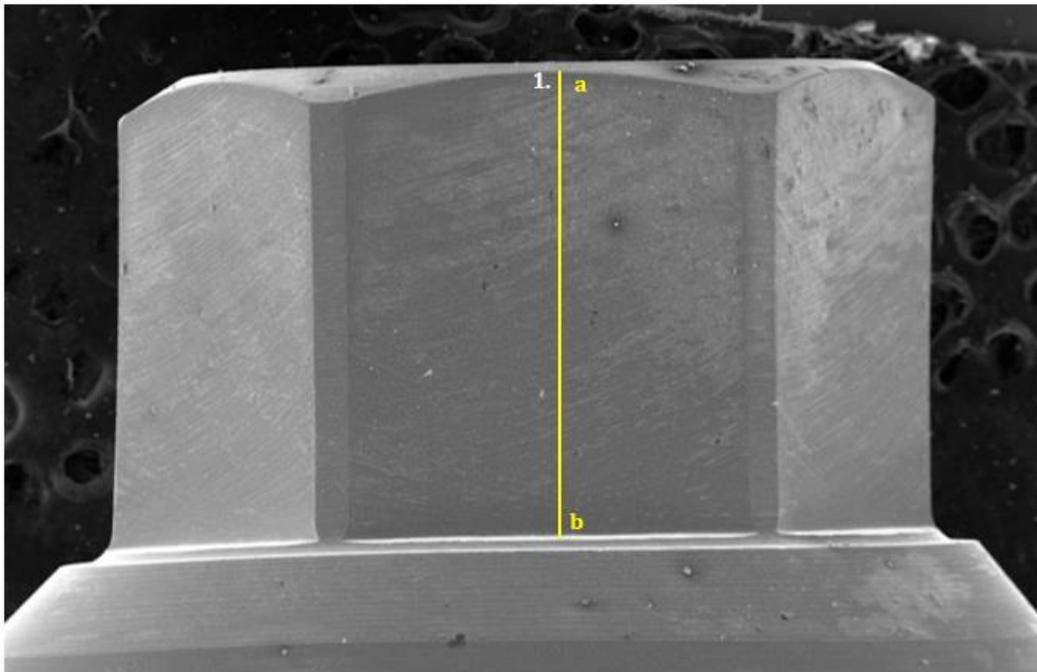


Figura 1
(1) Altura del hexágono: distancia entre a y b.

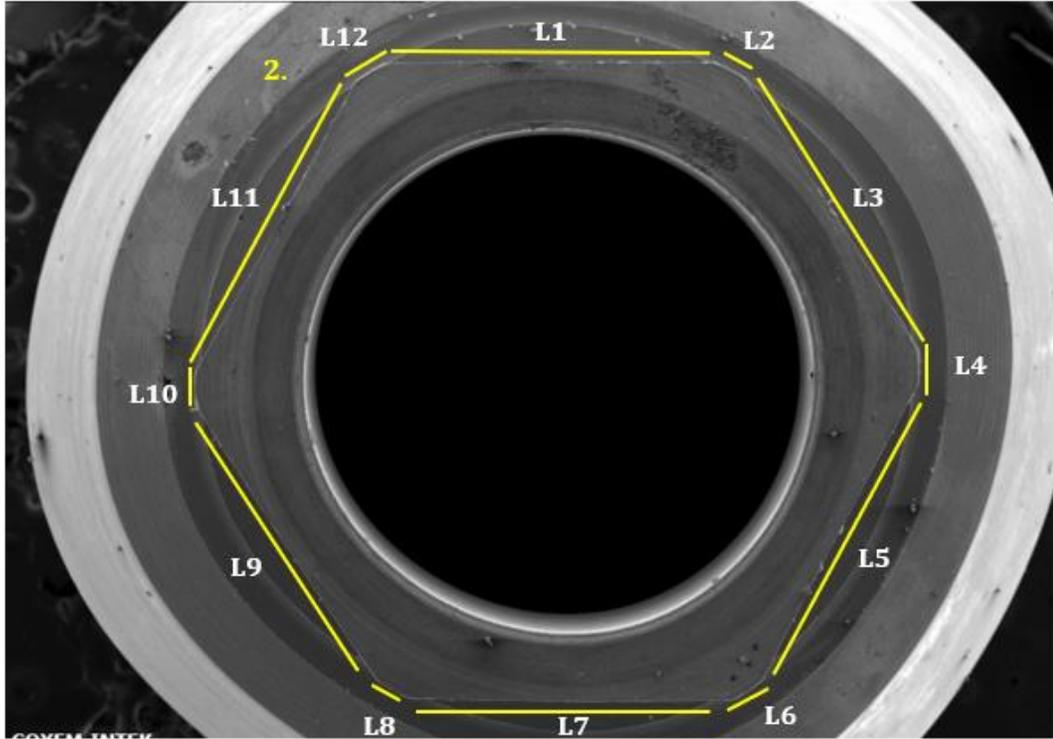


Figura 2

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

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

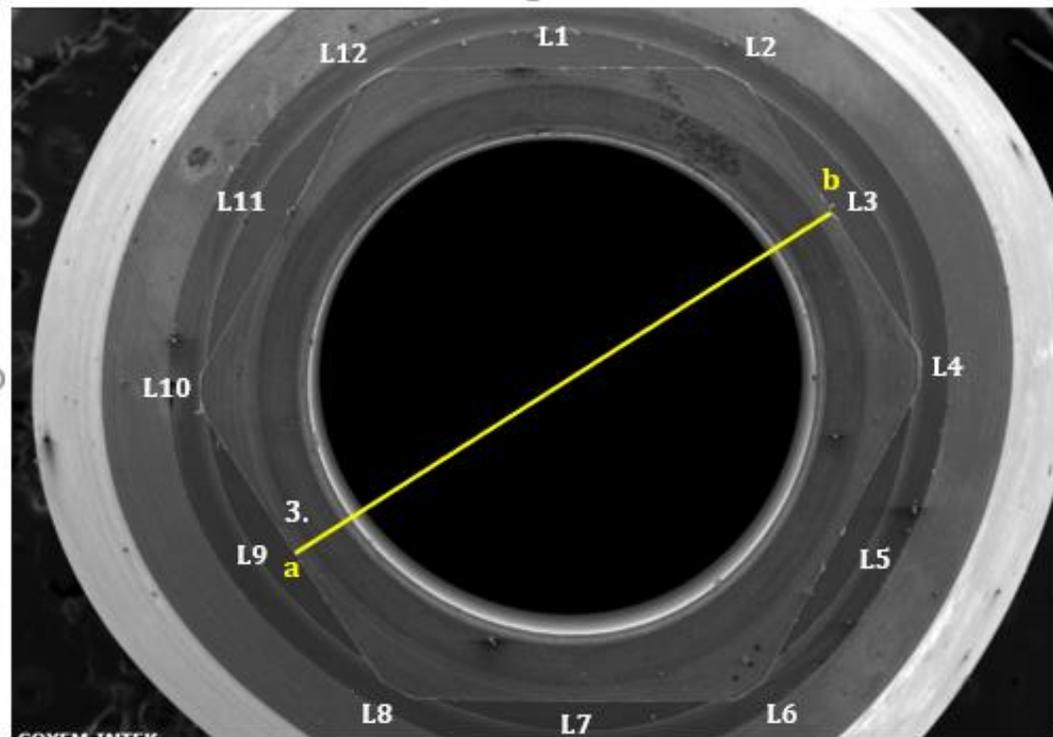


Figura 3

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

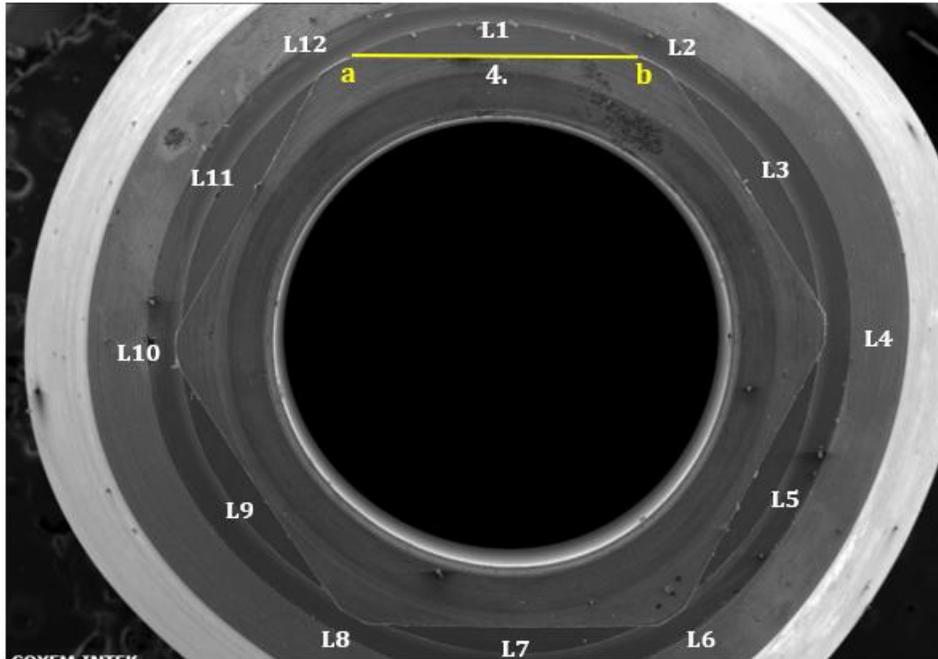


Figura 4
 (4) Longitud del lado mayor del hexágono: distancia entre a y b.

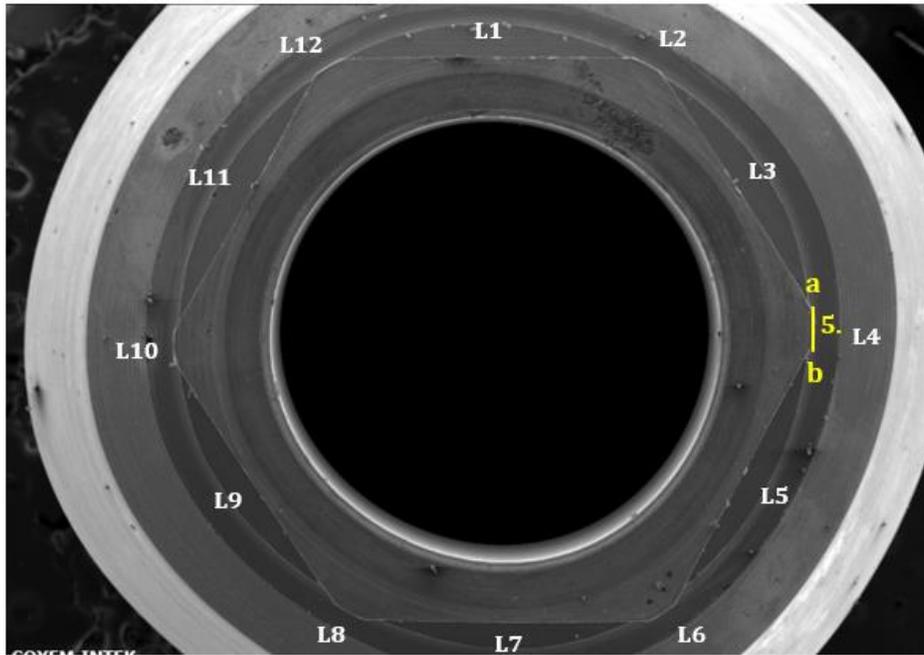


Figura 5
 (5) Longitud del lado menor del hexágono: distancia entre a y b.

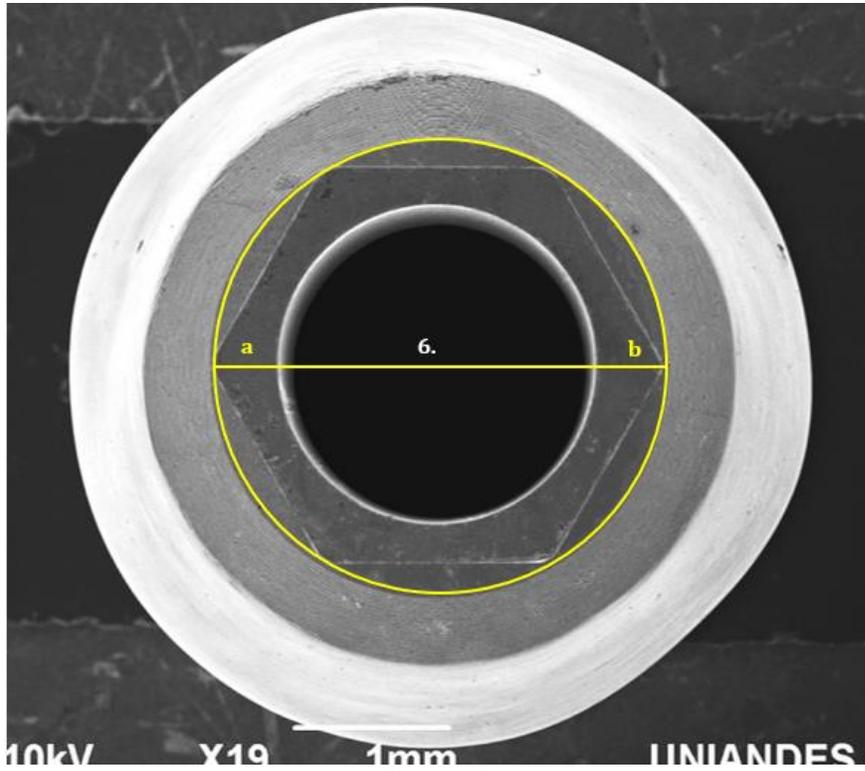


Figura 6

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

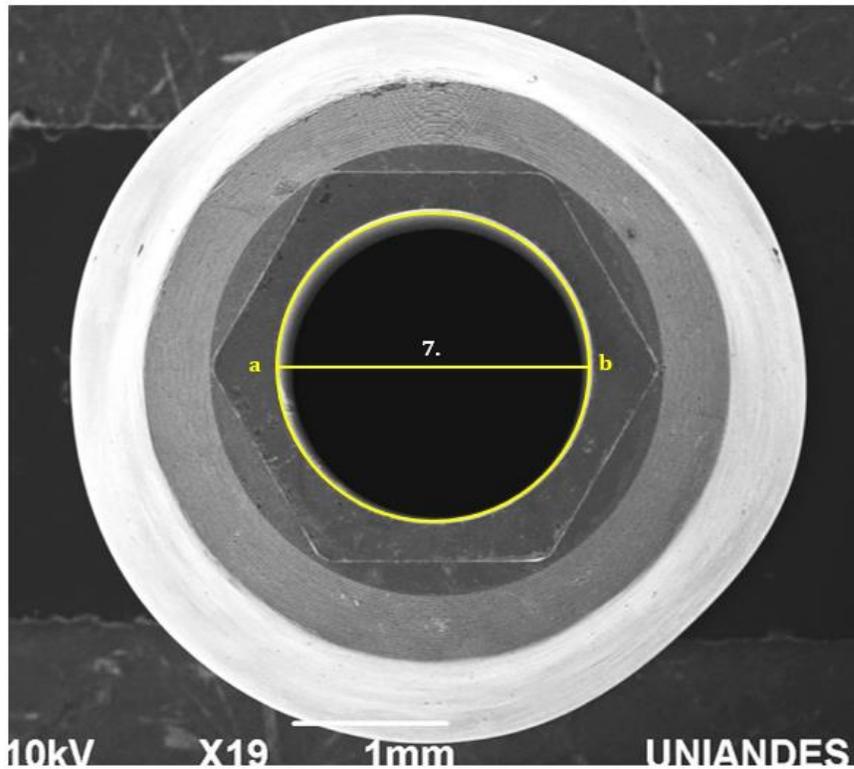


Figura 7

(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 ImageJ *fyi*. Para el entrenamiento de los examinadores se realizó una fase 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: Para poder analizar adecuadamente los datos, se compararon las mediciones realizadas sobre las imágenes de los 5 tornillos y 5 *abutments* por el examinador estándar con las elaboradas por los 3 examinadores, siendo analizadas mediante el coeficiente de correlación intraclase (ICC). Para todas las variables se obtuvo una calibración interexaminador de 0,9875 IC 95,0% (0,9838-0,9907)

Calibración Intraexaminadores: Determinada la calibración interexaminador se ejecutó una calibración intraexaminadores para comparar las medidas elaboradas 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) y se aceptó un valor mínimo de 0.8 para cada examinador. Se obtuvo una calibración intraexaminador de 0,9856 IC 95,0% (0,9376-0,9984).

8.4 Hipótesis

La tolerancia de los *Abutments* de conexión interna hexagonal personalizados fabricados en cromo cobalto, no se alterará en cada de una de las 3 fases evaluadas: nuevos, colocación y cocción de la porcelana, y pulido final.

8.5 Plan de tabulación y análisis

Hipótesis nula:

- No existen diferencias estadísticamente significativas entre la tolerancia en el área de conexión de los *abutments* personalizados en cromo- cobalto con respecto a los *abutments* prefabricados.
- No existen diferencias estadísticamente significativas entre la tolerancia en el área de conexión de los *abutments* personalizados en cromo- cobalto en las tres fases a ser analizadas (nuevos, colocación y cocción de porcelana, y pulidos)

Hipótesis alterna:

- Existen diferencias estadísticamente significativas entre la tolerancia en el área de conexión de los *abutments* personalizados en cromo- cobalto con respecto a los *abutments* prefabricados.
- Existen diferencias estadísticamente significativas entre la tolerancia en el área de conexión de los *abutments* personalizados en cromo- cobalto en las tres fases a ser analizadas (nuevos, colocación y cocción de porcelana, y pulidos)

Análisis estadístico

Todos los datos de las muestras evaluadas 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 con sus respectivas desviaciones estándar y medianas con rango intercuantil por cada una de las variables del hexágono del *abutment* y se evaluó la distribución normal de los datos por medio de prueba Shapiro-Wilk. Para la comparación de los grupos según cada una de las variables se utilizó prueba Test de Friedman para la variable altura del hexágono; mientras que las demás variables fueron analizadas por medio de la prueba ANOVA de medidas repetidas, posteriormente se aplicó la prueba de Post Hoc para las variables Altura del Hexágono y

longitud del lado menor. 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* prefabricados y personalizados con el fin de hacer el análisis de tolerancia de 25 micras reportado por la norma ISO 286-1 2010 y se evaluó la distribución normal de los datos por medio de prueba Shapiro-Wilk. Para la comparación de los mismos se utilizó la prueba de U mann Whitney para las siguientes variables: Altura del hexágono del *abutment*, perímetro del hexágono del *abutment*, ancho de extensión hexagonal, diámetro máximo hexagonal y diámetro menor hexagonal; mientras que se utilizó T test para las variables longitud del lado mayor del hexágono y longitud del lado menor del hexágono.

9. 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.

10. RESULTADOS

Las 7 variables se analizaron descriptivamente en promedios y DS, medianas y rangos intercuantiles. Todos los datos fueron reportados en micras.

Abutments personalizados Vs prefabricados nuevos (Fase 1)

Al realizar la comparación de las dimensiones de los hexágonos de *abutments* prefabricados y personalizados nuevos (fase 1) se encontraron diferencias estadísticamente significativas en las variables: altura del hexágono del *abutment*, perímetro del hexágono del *abutment*, ancho de extensión hexagonal, longitud del lado mayor del hexágono y diámetro máximo hexagonal, las cuales presentaron mayores promedios las dimensiones encontradas en los *Abutments* personalizados, a excepción de la variable longitud del lado mayor del hexágono en la que se encontraron promedios de dimensiones menores en los *abutments* personalizados. (Tabla 3).

Por otro lado, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en las variables diámetro menor hexagonal y longitud del lado menor del hexágono, en donde se encontró un promedio mayor de las dimensiones de *abutments* personalizados en la variable longitud del lado menor del hexágono y un promedio menor de las dimensiones de los *abutments* personalizados para la variable diámetro menor hexagonal. (Tabla 3).

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, al realizar la comparación de los hexágonos de los *abutments* prefabricados con respecto a los *abutments* personalizados nuevos (fase 1), se observó que las mayores diferencias del hexágono del *abutment* fueron en las variables: Altura del hexágono del *abutment*, perímetro del hexágono del *abutment*, ancho de extensión hexagonal, longitud del lado mayor y diámetro máximo hexagonal. Solamente las variables longitud del lado menor del hexágono y diámetro menor hexagonal estuvieron dentro de la norma de la tolerancia máxima aceptada. (Tabla 3).

TABLA 3. Promedios y DS de las medidas de los hexágonos de los *abutments* de conexión hexagonal interna pasiva prefabricados y personalizados nuevos (Fase A), con la diferencia de promedios en micras μ .

DIMENSIÓN	PREFABRICADO		PERSONALIZADO		Diferencia μm	Valor p
	Promedio	DS	Promedio	DS		
Altura Hexágono del <i>Abutment</i> *	1587,92	122,92	1697,9	10,004	109,98 Ω	0,0230
Perímetro Hexágono del <i>Abutment</i> *	8470,46	144,29	8656,6	50,6	186.14 Ω	0,0150
Ancho de extensión Hexagonal*	1479,31	23,29	2525	13,308	1045,69 Ω	0,0001
Longitud del lado mayor del hexágono*	1542,84	56,84	1352,4	10,89	190,44 Ω	0,0001
Longitud del lado menor del hexágono*	93,89	27,24	94,7	6,07	0,81	0,9290
Diámetro máximo hexagonal*	2355,05	297,49	2887,1	12,35	532,05 Ω	0,0001
Diámetro menor hexagonal*	2027,94	235,54	2006,6	8,68	21,34	0,4480
* Mediciones en micras μ Ω Valores > 25 μ . Tolerancia máxima aceptada ISO 286-1 2010						

TABLA 4. Mediana y rango intercuantil de las medidas de los hexágonos de los *abutments* de conexión hexagonal interna pasiva prefabricados y personalizados nuevos (Fase 1).

DIMENSIÓN	PREFABRICADO		PERSONALIZADO	
	Mediana	Percentil 25- 75	Mediana	Percentil 25-75
Altura Hexágono del <i>Abutment</i> *	1548,5	(1543,1-1600,1)	1700,0	(1693,0-1704,0)
Perímetro Hexágono del <i>Abutment</i> *	8423,1	(8364,2-8475,1)	8661,5	(8623,0-8686,0)
Ancho de extensión Hexagonal*	1466,2	(1464,0-1498,2)	2528,0	(2516,0-2533,0)
Longitud del lado mayor del hexágono*	1547,4	(1489,8-1581,8)	1353,0	(1343,8-1360,0)
Longitud del lado menor del hexágono*	82,5	(74,1-122,3)	94,5	(90,0-99,0)
Diámetro máximo hexagonal*	2149,6	(2125,9-2685,0)	2890,5	(2873,0-2898,0)
Diámetro menor hexagonal*	2175,5	(1757,2-2228,6)	2007,5	(1999,0-2015,0)
* Mediciones en micras μ				

Abutments personalizados en las tres fases

Al realizar la comparación de las dimensiones del hexágono de los *abutments* prefabricados en las tres fases, no se encontraron diferencias visuales de las variables medidas (Figura 8). Sin embargo, al realizar la comparación en las tres fases analizadas con respecto a las

dimensiones, se encontraron diferencias estadísticamente significativas solamente en las variables altura del hexágono del *abutment* y longitud del lado menor del hexágono.

Al hacer las comparaciones múltiples entre las fases se observó que para la variable altura del hexágono del *Abutment*, hubo diferencias estadísticamente significativas entre las fases 1 y 2 (colocación y cocción de la porcelana); y entre la fase 1 y la fase 3 (pulido final), sin embargo, no hubo diferencias estadísticamente significativas al realizar la comparación de la fase 2 con respecto a la 3 (Pulido final) (Tabla 8). Y para la variable longitud del lado menor del hexágono se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las fases 1 y 3 (pulido final), y entre la fase 2 y la fase 3 (pulido final), pero no hubo diferencias estadísticamente significativas al realizar la comparación entre la fase 1 y la fase 2 (colocación y cocción de la porcelana) (Tabla 8).

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en las variables perímetro del hexágono, ancho de extensión hexagonal, longitud del lado mayor, diámetro máximo, y diámetro menor hexagonal (Tabla 8). Sin embargo, se observó a partir de los promedios que los mayores cambios dimensionales se encontraron en la fase 3 para las variables: perímetro del hexágono del *abutment*, ancho de extensión hexagonal, diámetro máximo hexagonal y diámetro menor hexagonal, y en la fase 2 para la variable longitud del lado mayor del hexágono. (Tabla 5).

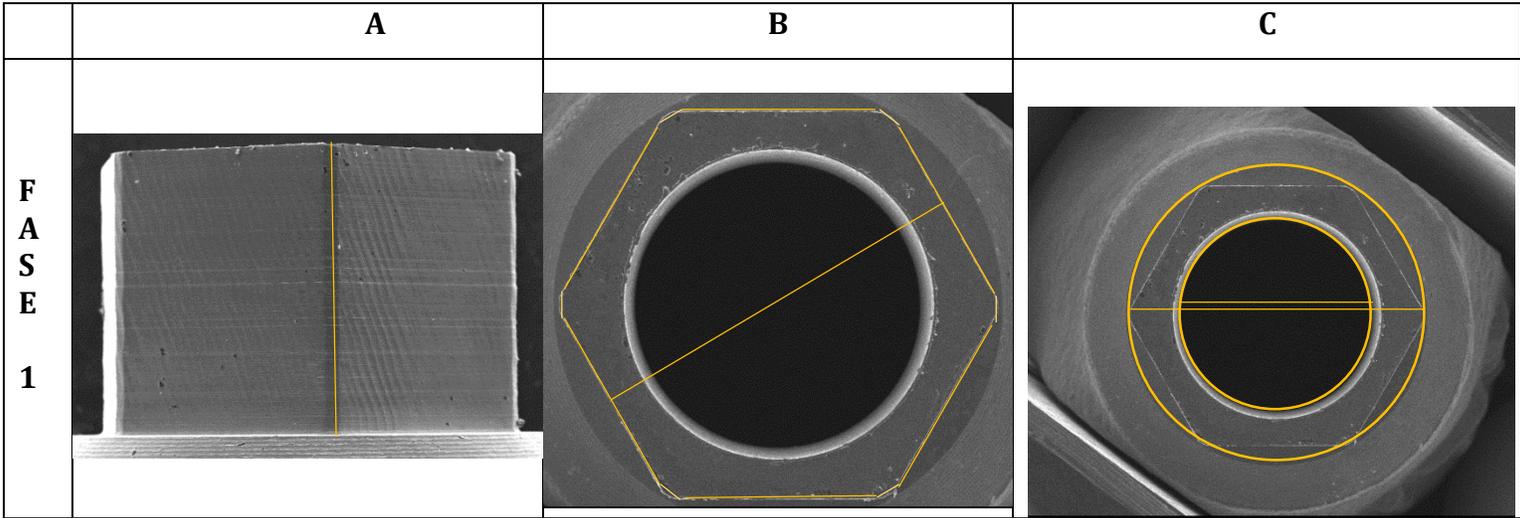
TABLA 5. Promedios y DS de las medidas de los hexágonos de los *abutments* de conexión hexagonal interna pasiva personalizados en las tres fases evaluadas.

DIMENSIÓN	FASE 1		FASE 2		FASE 3	
	Promedio	DS	Promedio	DS	Promedio	DS
Altura Hexágono del <i>Abutment</i> *	1697,9	10,004	1736	22,39	1737,2	26,54
Perímetro Hexágono del <i>Abutment</i> *	8656,6	50,6	8614,2	152,67	8740,7	125,72
Ancho de extensión Hexagonal*	2525	13,308	2512,4	42,85	2560,2	38,72
Longitud del lado mayor del hexágono*	1352,4	10,89	1338,7	30,25	1351,6	22,73
Longitud del lado menor del hexágono*	94,7	6,07	95,5	6,79	109,2	7,509
Diámetro máximo hexagonal*	2887,1	12,35	2874,5	51,57	2922,1	46,53
Diámetro menor hexagonal*	2006,6	8,68	2002,4	19,52	1983,5	38,07
* Mediciones en micras μ 1. Fase base nuevos 2. Aplicación y cocción de porcelana						

TABLA 6. Mediana y rango intercuantil de las medidas de los hexágonos de los *abutments* de conexión hexagonal interna pasiva personalizados en las tres fases evaluadas.

DIMENSIÓN	FASE 1		FASE 2		FASE 3	
	Mediana	Percentil 25- 75	Mediana	Percentil 25- 75	Mediana	Percentil 25- 75
Altura Hexágono del <i>Abutment</i> *	1700	(1694,75-1703,5)	1735	(1727,25-1751,75)	1730,5	(1725,5-1741,25)
Perímetro Hexágono del <i>Abutment</i> *	8661,5	(8628-8685,25)	8633	(8511-8725,75)	8743	(8644,75-8829,75)
Ancho de extensión Hexagonal*	2528	(2517,75-2533)	2518	(2484-2542,25)	2571	(2527,75-2582,25)
Longitud del lado mayor del hexágono*	1353	(1343,75-1360)	1340	(1316,25-1361,25)	1354,5	(1334,75-1366)
Longitud del lado menor del hexágono*	94,5	(90-99)	96,5	(90,75-100)	106	(106-115-25)
Diámetro máximo hexagonal*	2890,5	(2875,25-2896,75)	2881	(2829,25-2912,75)	2936,5	(2885,5-2952,75)
Diámetro menor hexagonal*	2007,5	(1999-2013,75)	2002	(1991,25-2016,75)	1986,5	(1959-2008,75)

* Mediciones en micras μ
 1. Fase base nuevos
 2. Aplicación y cocción de porcelana
 3: fase de Pulido final



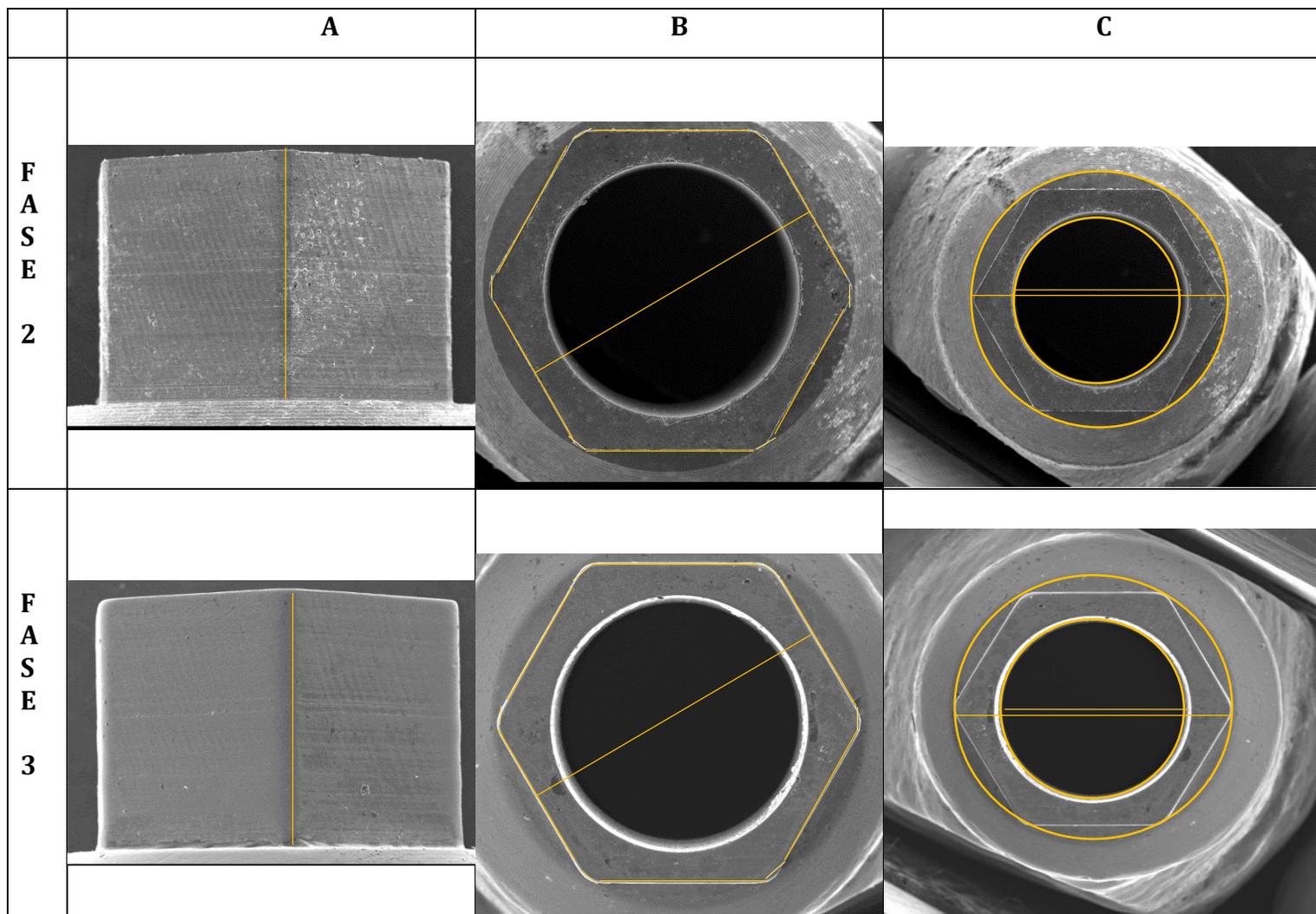


Figura 8 1A: Imagen de microscopía electrónica de barrido del Hexágono del *Abutment* (Fase 1) vista vertical, 45X, en la cual se tomó la media de altura del hexágono. 1B, Imagen de microscopía electrónica de barrido del hexágono del *Abutment* (fase 1), vista horizontal 30X en la cual se tomaron las medidas correspondientes a perímetro del hexágono, ancho de extensión hexagonal, longitud del lado mayor y longitud del lado menor del hexágono. 1C: Imagen de microscopía electrónica de barrido del hexágono del *Abutment* (fase 1) vista horizontal 20X, en la cual se tomaron las medidas correspondientes a diámetro máximo hexagonal y diámetro menor hexagonal. 2A: Imagen de microscopía electrónica de barrido del Hexágono del *Abutment* (Fase 2) vista vertical, 45X, en la cual se tomó la media de altura del hexágono. 2B, Imagen de microscopía electrónica de barrido del hexágono del *Abutment* (fase 2), vista horizontal 30X en la cual se tomaron las medidas correspondientes a perímetro del hexágono, ancho de extensión hexagonal, longitud del lado mayor y longitud del lado menor del hexágono. 2C: Imagen de microscopía electrónica de barrido del hexágono del *Abutment* (fase 2) vista horizontal 20X, en la cual se tomaron las medidas correspondientes a diámetro máximo hexagonal y diámetro menor hexagonal. 3A: Imagen de microscopía electrónica de barrido del Hexágono del *Abutment* (Fase 3) vista vertical, 45X, en la cual se tomó la media de altura del hexágono. 3B, Imagen de microscopía electrónica de barrido del hexágono del *Abutment* (fase 3), vista horizontal 30X en la cual se tomaron las medidas correspondientes a perímetro del hexágono, ancho de extensión hexagonal, longitud del lado mayor y longitud del lado menor del hexágono. 3C: Imagen de microscopía electrónica de barrido del hexágono del *Abutment* (fase 3) vista horizontal 20X, en la cual se tomaron las medidas correspondientes a diámetro máximo hexagonal y diámetro menor hexagonal

TABLA 7. Valor p de las variables en las tres fases comparadas. Siendo A la fase 1, B la fase 2 y C la fase 3.

DIMENSIÓN	Fases comparadas	Valor p
Altura Hexágono del <i>Abutment</i>	General Ω	0.002
	A-B ∞	0.007
	A-C ∞	0.005
	B-C ∞	0.878
Perímetro Hexágono del <i>Abutment</i>	General \ddagger	0.191
	A-B	N/A
	A-C	N/A
	B-C	N/A
Ancho de extensión Hexagonal	General \ddagger	0.114
	A-B	N/A
	A-C	N/A
	B-C	N/A
Longitud del lado mayor del hexágono	General \ddagger	0.251
	A-B	N/A
	A-C	N/A
	B-C	N/A
Longitud del lado menor del hexágono	General \ddagger	0.001
	A-B ∞	1.00
	A-C ∞	0.004
	B-C ∞	0.001
Diámetro máximo hexagonal	General \ddagger	0.178
	A-B	N/A
	A-C	N/A
	B-C	N/A
Diámetro menor hexagonal	General \ddagger	0.45 \forall
	A-B	N/A
	A-C	N/A
	B-C	N/A

A. Fase base nuevos
 B. Aplicación y cocción de porcelana
 C: fase de Pulido final
 Ω : Prueba de Friedman
 ∞ : Prueba de Post hoc
 \ddagger : Prueba de ANOVA med. Rep
 N/A: No se realizaron pruebas de comparación múltiple debido a que no existieron diferencias estadísticamente significativas a nivel general.

11. DISCUSIÓN

En este estudio se evaluaron las características dimensionales de los hexágonos de los *abutments* prefabricados y personalizados realizados en aleaciones de cromo cobalto, durante tres fases, nuevos (fase 1), posterior a la colocación y cocción de la porcelana (fase 2) y después del pulido final (fase 3); analizando un total de siete dimensiones: altura, perímetro, lado mayor, lado menor, diámetro máximo, diámetro menor y ancho de extensión hexagonal, reportadas en micras.

Para las dimensiones correspondientes a los hexágonos de los *abutments* a diferencia de Binon *et al.*, 1995 y Lang *et al.*, 2003 quienes midieron el diámetro máximo hexagonal del *abutment* y la altura del hexágono; en este estudio se evaluó además el perímetro, el ancho de extensión hexagonal, la longitud del lado mayor y menor del hexágono y el diámetro menor.

Al realizar la comparación la tolerancia de *abutments* prefabricados con *abutments* personalizados del mismo material de fabricación (titanio) nuevos, se observó que no hubo diferencias estadísticamente significativas en la tolerancia de sistemas de *abutments* prefabricados y personalizados a pesar de que con base en el parámetro de máxima tolerancia permitida de 25 micras establecido en la norma ISO 286-1 2010 se encontró que los hexágonos de los *abutments* personalizados presentaron mayores dimensiones en la altura, el perímetro, el diámetro máximo y el diámetro menor hexagonal. (Estupiñan *et al.*, 2018). Sin embargo, cuando la comparación se realiza con otro tipo de material como el Cr-Co como se realizó en este estudio, el cual presenta un grosor de capa oxidativa mayor que otras aleaciones al fundirse a altas temperaturas y tiene una mayor resistencia y dureza que la aleación de oro y las aleaciones a base de titanio (Yoon *et al.*, 2016), sí se observan cambios dimensionales importantes, estadísticamente significativos entre los *abutments* prefabricados y personalizados nuevos.

Por otro lado, en este estudio, cuando fueron comparados los hexágonos del *abutment* personalizados con prefabricados tomando como referencia la norma ISO 286-1 2010, se observó que solamente las variables longitud del lado menor del hexágono y diámetro menor hexagonal estuvieron dentro de la norma de la tolerancia máxima aceptada, lo cual sugiere que se deben tener precauciones con las aleaciones de cromo-cobalto desde la base ya que

este aumento en la tolerancia (> 25 micras) podría llegar a afectar la adaptación del *abutment* con respecto al implante lo que puede generar micromovimientos .

Un *abutment* que no hace contacto pasivo e íntimo con las prótesis existentes da como resultado no solo un mal ajuste de la interfaz, sino más tensión lo que lleva a aflojamiento del tornillo, falla del tornillo o sobrecarga oclusal del implante restante. (Jaarda *et al.*, 1995)

Estos datos indican que las conexiones retenidas por tornillo se aflojan progresivamente y que, dada una conexión íntima de alta precisión, los efectos de la carga se pueden amortiguar para evitar el aflojamiento de los tornillos y el movimiento del pilar. Sin embargo, los parámetros exactos aún no se han determinado para los componentes de extensión hexagonal externos e internos (Butkevica *et al.*,2016).

La tolerancia de ajuste entre el hexágono interno del pilar se ha sugerido como otro factor que influye en la estabilidad de la articulación del *abutment*- implante (Lang *et al.*,2003); una excelente precisión marginal de los *abutments* mejorará el éxito a largo plazo de las restauraciones, mientras que una precisión deficiente puede dar como resultado un daño del tornillo y los tejidos periodontales (White *et al.*,1992), (Hunter *et al.*,1990).

Los ciclos de cocción de porcelana en restauraciones convencionales de coronas, necesitan una variedad de tratamientos a altas temperaturas que pueden conducir a la distorsión por cambios dimensionales, lo que resulta en una discrepancia marginal (Xin *et al.*,2013), (Xing *et al.*,2012).

Los resultados obtenidos en este estudio muestran cambios significativos en la altura del Hexágono del *abutment* entre la fase 1 y 2 lo cual corresponde al proceso de colocación de porcelana, lo cual se podría atribuir a la oxidación de la superficie del *abutment*. Se cree que el primer ciclo de cocción causa una discrepancia marginal por la liberación de la tensión residual generada durante el proceso de producción, mostrando cambios estadísticamente significativos posterior a este sin diferencias para el protocolo de cocción posterior. (Fonseca *et al.*,2003).

Al someter este tipo de aleaciones a altas temperaturas, se puede causar la deformación del *abutment* la cual será mayor con el aumento de la temperatura y los tiempos de cocción, lo que conducirá a distorsiones marginales. (Papazoglou *et al.*,2001). Cuando las *abutments* se

enfrian de la temperatura de cocci3n, diferentes coeficientes de expansi3n t3rmica entre la aleaci3n y la cer3mica pueden provocar una distorsi3n adicional de precisi3n marginal. (Bertolotti *et al* 1980).

Aun habiendo realizado una t3cnica de pulido estandarizada como se realiz3 en este estudio, se encontr3 que, aunque solo hubo diferencias estadisticamente significativas en la longitud del lado menor del hex3gono asociadas a la fase 3, s3 se pudo observar a partir de los promedios que los mayores cambios dimensionales estuvieron en esta fase. Se puede determinar que estas zonas de di3metro reducido pueden llegar a ser afectadas posterior a un proceso f3sico abrasivo como lo es el pulido.

Estos cambios dimensionales observados en este estudio podr3an tenerse en cuenta como un factor de riesgo para generar micromovimientos en la conexi3n, esta reportado que estos ocasionan la perdida de la precarga del tornillo, facilitando las complicaciones mec3nicas que se reportan tales como; aflojamiento, (Park *et al.*, 2017) deformaci3n y fractura del tornillo (Binon,2000), deformaci3n de la plataforma del implante e incluso fractura del implante (Engquist *et al.*, 2002).

Este factor de riesgo determina que es importante generar una estrategia preventiva y de mantenimiento, la cual debe ser el diagnostico precoz del aflojamiento del tornillo. (Binon,2000).

12. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Dentro de las limitaciones de este estudio, se puede concluir que:

1. Las características dimensionales de los *abutments* prefabricados en Ti son significativamente diferentes a las de los *abutments* personalizados homólogos fabricados en aleaciones de Cromo-Cobalto.
2. Con base en el parámetro de máxima tolerancia permitida de 25 micras establecido en la norma ISO 286-1 2010 se observó que los hexágonos de los *abutments* personalizados presentaron mayores dimensiones en las variables Altura del hexágono del *abutment*, perímetro del hexágono del *abutment*, ancho de extensión hexagonal, longitud del lado mayor y diámetro máximo hexagonal.
3. Se observó que no se presentaron cambios dimensionales significativos en los *abutments* personalizados en cinco de las variables evaluadas (perímetro del hexágono, ancho de extensión hexagonal, longitud del lado mayor, diámetro máximo, y diámetro menor hexagonal) en ninguna de las tres fases, sin embargo, en las variables altura del hexágono del *abutment* y longitud del lado menor del hexágono hubo cambios dimensionales significativos, particularmente en esto podría llegar a tener un impacto en la adaptación de la conexión *abutment-implante*.
4. A partir de los hallazgos anteriores y debido a que en este estudio no se realizó una muestra probabilística se recomienda repetir este estudio con un tamaño de muestra probabilísticamente calculado.
5. Se sugiere realizar un estudio con protocolos de técnicas de pulido no estandarizadas, generalmente usadas por los laboratorios, con el fin de determinar si existe mayor impacto e implicaciones clínicas al compararlos con los protocolos estandarizados como el utilizado en este.

13. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- 1) Abduo J, Lyons K. Rationale for the use of CAD/CAM technology in implant prosthodontics. *Int J Dent*. 2013 Jan; 2013:76812.
- 2) Albrektsson T. On long-term maintenance of the osseointegrated response. *J Prosthodont* 1993;7(suppl):15-24.
- 3) Bertolotti RL, Moffa JP. Creep rate of porcelain-bonding alloys as a function of temperature. *J Dent Res* 1980;59:2062-5.
- 4) Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15 (1): 76-94.
- 5) Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater* 2009;25: 94-102.
- 6) Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998; 80:184-192
- 7) Carr AB, Brantley WA. Characterization of noble metal implant cylinders: Asreceived cylinders and cast interfaces with noble metal alloys. *J Prosthet Dent* 1996;75:77-85.
- 8) Cardoso M, Corazza P, de Assis Claro C, Borges A, Bottino A, Junior L. Stress distribution around implants with abutments of different materials: a comparison of photoelastic, strain gage and finite element analyses. *J Dent Scien*. 2016; 30(4): 132-7
- 9) Castillo O, Sánchez A., López J, Serrano M, B. Estudio comparativo del ajuste de estructuras coladas de cobalto-cromo, titanio y paladio-oro para prótesis fija cementada sobre pilares prefabricados de implantes dentales. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica. Edición Hispanoamericana* 2005; 7(4), 378-392.
- 10) Christensen GJ. Selecting the best abutment for a single implant. *J Am Dent Assoc*. 2008;139(4):484-7.
- 11) Cho SY, Huh YH, Park CJ, Cho LR. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Stress Distribution at the Internal Implant-Abutment Connection. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2015; 36(3): 49-58.

- 12) Dario LJ. Implant Prostheses Using Milled Custom, Abutments. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1993; 13(6): 530-9
- 13) de Torres EM, Barbosa GA, Bernardes SR, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. *J Biomech.* 2011 Jun 3;44(9):1735-9. 49.
- 14) De Moraes Alves da Cunha T, de Araújo RP, da Rocha PV, Amoedo RM. Comparison of fit accuracy between Procera custom abutments and three implant systems. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012; 14:890–895.
- 15) de Torres EM, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *J Dent.* 2007 Oct;35(10):800-5.
- 16) De Oliveira Silva TS, Mendes Alencar SM, da Silva Valente V, de Moura CDVS. Effect of internal hexagonal index on removal torque and tensile removal force of different Morse taper connection abutments. *J Prosthet Dent.* 2017 May;117(5):621-7
- 17) Drago C, Two new clinical/laboratory protocols for CAD/CAM implant restorations. *J Am Dent Assoc,* 2006. Jun;137(6):794-800.
- 18) Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I (2001). Pre-load on oral implants after screw tightening fixed full prostheses: an in vivo study. *J Oral Rehabil* 28: 226-33.
- 19) Engquist B, Åstrand P, Dahlgren S, Engquist E, Feldmann H, Gröndahl K. Marginal bone reaction to oral implants: a prospective comparative study of Astra Tech® and Brånemark System® implants. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:30-7.
- 20) Esposito M, Worthington HV, Thomsen P, Coulthard P. Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. *Cochrane Database Syst Rev* 2005;1: CD 003815.
- 21) Estupiñan J, Gomez A, Pulido A. Evaluación de la tolerancia de tornillos de fijación y *abutments* de conexión hexagonal interna pasiva prefabricados y personalizados [tesis posgrado]. Bogotá: Universidad El Bosque; 2018.

- 22) Fonseca JC, Henriques GE, Sobrinho LC, de Góes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. *Dent Mater* 2003;19:686-91.
- 23) Gehrke P, Johansson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer F. In vitro fatigue and fracture resistance of one- and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 May-Jun;30(3):546-54.
- 24) Giglio G.D, Abutment selection in implant supported fixed prosthodontics. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 1999. 19(3): 233-41.
- 25) Glossary of oral and maxillofacial implants. *J Prosthodont*, 2017.
- 26) Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Oct;23 Suppl 6:202-16
- 27) Grosgeat B, Reclaru L, Lissac M, Dalard F. Measurement and evaluation of galvanic corrosion between titanium/Ti6Al4V implants and dental alloys by electrochemical techniques and auger spectrometry *Biomaterials* 1999;20:993-941
- 28) Herbst, D, Dullabh, HD, Sykes LM, Vorster C. Evaluation of surface characteristics of titanium and cobalt chromium implant abutment materials. *SADJ*. 2013 Sep;68(8): 352-6.
- 29) Hunter AJ, Hunter AR. Gingival margins for crowns: a review and discussion. Part 2. Discrepancies and configurations. *J Prosthet Dent* 1990;64: 636-42
- 30) International Standards Organization. ISO/CD 12179. Committee Draft. Geneva: International Standards Organization, 1999.
- 31) Jee-Ho L, Ji-Man P, Eun-Jin P, Jai-Young K, Seong-Kyun K, Seong-Joo H. Comparison of Customized Abutments Made from Titanium and a Machinable Precious Alloy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016; Jan; 31(1): 92-100
- 32) Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19:119–130.

- 33)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;23(suppl 6):2–21.
- 34)Kapos T, Evans C. CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014; 29:117-36.
- 35)Kapos T, Ashy L, Gallucci G, Weber H, Wismeijer D. Computer-aided design and computer-assisted manufacturing in prosthetic implant dentistry, *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24 Suppl:110-7.
- 36)Karunagaran S, Paprocki G, Wicks R, Markose S. A Review of implant Abutments - Abutment Classification to Aid Prosthetic Selection. *J Tenn Dent Assoc*. 2013; 93(2): 18-24.
- 37)Kilpadi D, Lemons J. Surface energy characterization of un alloyed titanium implants. *J Biomed Mater Res* 1994;28: 1419–1425.
- 38)Khraisat A, Abu-Hammad O, Al-Kayed AM, Dar-Odeh N. Stability of implant abutment joint in a single tooth external hexagon system: Clinical and mechanical review. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004; 6(4): 222-9.
- 39)Korsch M, Walther W. Prefabricated Versus Customized Abutments: A Retrospective Analysis of Loosening of Cement-Retained Fixed Implant-Supported Reconstructions. *Int J Prosthodont*. 2015 Sep-Oct;28(5):522-6
- 40)Lalithamma J, Mallan S, Murukan P, Zarina R. A Comparative Study on Microgap of Premade Abutments and Abutments Cast in Base Metal Alloys. *J Oral Implantol*. 2014.Jun;40(3):239-49
- 41)Lee J, Park J, Park E, Koak, J, Kim S, Heo S. Comparison of Customized Abutments Made from Titanium and a Machinable Precious Alloy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016, Jan-Feb;31(1):92-100
- 42)Lewis S, Beumer J 3rd, Hornburg W, Moy P. The "UCLA" abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988; 3(3):183-9.

- 43) L. Gaviria, J.P. Salcido, T. Guda, J.L. Ong, Current trends in dental implants, (2014), in: J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg., vol.40(2), p. 50-60
- 44) Ma T, Nicholls JI, Rubenstein JE. Tolerance Measurements of Various Implant Components. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997 May-Jun;12(3):371-5.
- 45) Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil* 2006;33:75-8.
- 46) 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
- 47) Meng JC, Everts JE, Qian F, Gratton DG. Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant- abutment interface. *Int J Prosthodont.* 2007 Nov-Dec;20(6):623-5.
- 48) Misch C, Screw-retained versus cement-retained implant-supported prostheses. *Pract Periodontics Aesthet Dent,* 1995. 7(9) p. 15-8.
- 49) Ming-Dih Jeng, Po-Yi Liu, Jia-Hum Kuo, Chun-Li Lin, Load Fatigue Performance Evaluation on Two Internal Tapered Abutment-Implant Connection Implants Under Different Screw Tightening Torques, *J Oral Implantol.* 2017;43(2):107-13
- 50) Ohnell LO, Hirsh JM, Ericsson L, Brånemark PI. Single tooth rehabilitation using osseointegration. A modified surgical and prosthodontic approach. *Quintessence Int.* 1988 Dec;19(12):871-6.
- 51) Ozkomur A, Ucar Y, Ekren O, Arai Shinkai RS, Teixeira ER. Characterization of the interface between cast-to Co-Cr implant cylinders and cast Co-Cr alloys. *J Prosthet Dent.* 2016 May;115(5):592-600. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.07.021. Epub 2016 Jan 13.
- 52) Papazoglou E, Brantley WA, Johnston WM. Evaluation of high-temperature distortion of high-palladium metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2001 Feb;85(2):133-40.

- 53) Park JM, Baek CH, Heo SJ, Kim SK, Koak JY, Kim SK, Belser UC. An In Vitro Evaluation of the Loosening of Different Interchangeable Abutments in Internal-Connection-Type Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017 Mar/Apr;32(2):350-5
- 54) Park JM, Lee JB, Heo SJ, Park EJ. A comparative study of gold UCLA-type and CAD/CAM titanium implant abutments. *J Adv Prosthodont*. 2014 Feb;6(1):46-52.
- 55) Priest G, Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg*, 2005 Sep;63(9 Suppl 2):22-32.
- 56) Prithviraj DR, Muley N, Gupta V. The evolution of external and internal implant-abutment connections: a review. *Int Dent Res*. 2012 Aug; 2(2): 37-42
- 57) Ramos M, Pegoraro F, Takamori E, Thelma L, Bonfante A. Evaluation of UCLA Implant-Abutment Sealing. *J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:113–120. Doi: 10.11607/jomi.3217
- 58) Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of allceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci* 2005;113:174–179.
- 59) Rieder CE. Customized implant abutment copings to achieve biologic, mechanical, and esthetic objectives. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1996. Feb;16(1):20-9
- 60) Taft, R. M. Glossary of Oral and Maxillofacial Implants. *Journal of Prosthodontics*, (2017).
- 61) Tagliareni JM, Clarkson E. Basic concepts and techniques of dental implants. *Dent Clin North Am*. 2015 Apr;59(2):255-64.
- 62) Vercaigne S, Wolke JGC, Naert I, Jansen JA. Bone healing capacity of titanium plasma-sprayed and hydroxylapatite coated oral implants. *Clin Oral Implants Res* 1998;9: 926–271.
- 63) Watson PA. Development and manufacture of prosthodontics components: do we need changes? *Int J Prosthodont* 1998;11(5):513-6
- 64) Wennerberg A, Albrektsson T, Ulrich H, Krol J. An optical three-dimensional technique for topographical descriptions of surgical implants. *J Biomed Eng*

1992;14:412–418.

- 65) Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:622–63
- 66) Wennerberg A, Ektessabi A, Andersson B, Albrektsson T. A 1-year follow-up of implants of differing surface roughness inserted in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:486–494.
- 67) Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 May-Jun;15(3):331-44.
- 68) White SN, Sorensen JA, Kang SK, Caputo AA. Microleakage of a new crown and fixed partial denture luting agent. *J Prosthet Dent* 1992;67:156-61.
- 69) Xin XZ, Chen J, Xiang N, Wei B. Surface properties and corrosion behavior of Co-Cr alloy fabricated with selective laser melting technique. *Cell Biochem Biophys* 2013;67:983-90.
- 70) Xiang N, Xin XZ, Chen J, Wei B. Metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting. *J Dent* 2012;40:453-7.
- 71) Yoon Ki-Joon, Park Young-Bum, Cho Hyunmin, Cho Youngsung, Lee Jae-Hoon, Lee Keun-Woo. Evaluation of stability of interface between CCM (Co-Cr-Mo) UCLA abutment and external hex Implant. *J Adv Prosthodont* 2016 Dec;8(6):465-71.
- 72) Zupancic R, Legat A, Funduk N. Tensile strength and corrosion resistance of brazed and laser-welded cobalt-cobalt-chromium alloy joints. *J Prosthet Dent* 2006;96:273-82.