

Información Importante

La Universidad Santo Tomás, informa que el(los) autor(es) ha(n) autorizado a usuarios internos y externos de la institución a consultar el contenido de este documento a través del catálogo en línea, página web y Repositorio Institucional del CRAI-USTA, así como en las redes sociales y demás sitios web de información del país y del exterior con las cuales tenga convenio la Universidad.

Se permite la consulta a los usuarios interesados en el contenido de este documento, para todos los usos que tengan **finalidad académica**, siempre y cuando mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de grado y a su autor, nunca para usos comerciales.

De conformidad con lo establecido en el Artículo 30 de la Ley 23 de 1982 y el artículo 11 de la Decisión Andina 351 de 1993, la Universidad Santo Tomás informa que “los derechos morales sobre documento son propiedad de los autores, los cuales son irrenunciables, imprescriptibles, inembargables e inalienables.”

**Centro de Recursos para el Aprendizaje y la Investigación, CRAI-USTA
Universidad Santo Tomás, Bucaramanga**

Evaluación In Vitro del Aflojamiento de Tornillos de Fijación en Implantes de Conexión

Hexagonal Interna

María Alejandra Acevedo Rueda, Wendy Tatiana Roa Moyano, Martín Adolfo Gamarra

Ramírez, Jonathan Linderman Cruz Silva

Trabajo de grado para optar el título de Especialista en Rehabilitación Oral

Director:

Iader Francisco Morales

Odontólogo, Rehabilitador Oral

Universidad Santo Tomás, Bucaramanga

División de Ciencias de la Salud

Especialización en Rehabilitación Oral

2021

Contenido

Introducción	9
1. Evaluación In Vitro del Aflojamiento de Tornillos de Fijación en Implantes de Conexión Hexagonal Interna (Mis Implants, Microdent y Adin) Sometidos a Fuerzas Laterales.....	11
1.1 Planteamiento del Problema.....	11
1.2 Objetivos	13
1.2.1 Objetivo General.....	13
1.2.2 Objetivos Específicos	13
1.3 Justificación.....	14
2. Marco Referencial.....	15
2.1 Marco Teórico	15
2.1.1 Implantes Dentales	15
2.1.2 Pilares Implantarios	19
2.1.3 Tornillo de Fijación	23
2.1.4 Instrumentos para Medir el Ajuste	37
2.1.5 Ajuste Manual.....	38
2.1.6. Llave de Fricción	38
2.1.7 Llave de Trinquete o Resorte.....	39
2.1.8. Ajuste Asistido Digitalmente.....	40
2.1.9. Ajuste de Tornillos de Fijación	40
3. Método	42
3.1 Tipo de Estudio	42

3.2 Selección y Descripción de Participantes Población.....	42
3.2.1 Muestra	42
3.2.2 Criterios de Inclusión de los Implantes	42
3.2.3 Criterios de exclusión	42
3.3 Variables.....	43
3.4 Procedimiento.....	44
3.4.1 Preparación de las Muestras para el Ensayo	48
3.4.2. Fotografía Inicial de los Componentes del Complejo Implanto-Protésico.....	50
3.4.3 Análisis de Datos	51
3.4.4 Implicaciones Bioéticas	51
4. Resultados	52
5. Discusión.....	52
6. Conclusiones	55
Referencias.....	57

Lista de Tablas

Tabla 1. <i>Cuadro de operacionalización de variables</i>	43
Tabla 2. <i>Distribución del tamaño muestral de los grupos de estudio.....</i>	47
Tabla 3. <i>Resultados</i>	52

Lista de Figuras

Figura 1. <i>Tornillos</i>	25
Figura 2. <i>Perfiles de rosca más empleados</i>	25
Figura 3. <i>Figura diseño de rosca de tornillo de fijación</i>	26
Figura 4. <i>Implante dental Mis</i>	45
Figura 5. <i>Implante dental Microdent</i>	46
Figura 6. <i>Implante dental Adin</i>	46
Figura 7. <i>Cubos sobre paralelómetro</i>	48
Figura 8. <i>Proceso de carga</i>	49
Figura 9. <i>Implantes dentales</i>	49
Figura 10. <i>Máquina cíclica</i>	50
Figura 11. <i>Aplicación de contratorque</i>	50

Resumen

Introducción: los implantes osteointegrados representan en la actualidad, sin lugar a duda, una alternativa predecible en los procedimientos de rehabilitación oral. La ausencia de un ajuste pasivo en la interfaz implante-prótesis aumenta la tensión y concentración en los tejidos de soporte, debido al contacto íntimo entre el implante-diente. *Objetivo:* evaluar in vitro el aflojamiento de tornillos de fijación al implante sometido a fuerzas laterales, entre diferentes casas comerciales. *Materiales y métodos:* se realizó un estudio experimental in vitro en donde se tuvieron en cuenta implantes con conexión hexagonal interna con su respectivo sistema de retención implante-pilar atornillado, material del implante en titanio con una muestra de 15 implantes de conexión hexagonal interna, divididos en 3 grupos, numerados de 1 a 5, se denominaron A, B, C. Donde el grupo A corresponde a la casa comercial MIS, el grupo B a la casa comercial MICRODENT, el grupo C a la casa comercial ADIN. *Resultados:* Aflojamiento del tornillo de fijación se dio en todas las casas comerciales a un torque de 35Nw y 40 Nw. Es decir, ningún implante con contratorque aplicado menor de 35 Nw presentó aflojamiento.

Palabras clave: Implante, tornillo, conexión, hexagonal, aflojamiento.

Abstract

Introduction: osseointegrated implants currently represent, without a doubt, a predictable alternative in oral rehabilitation procedures. The absence of a passive fit in the implant-prosthesis interface increases the tension and concentration in the supporting tissues, due to the intimate contact between the implant-tooth. *Objective:* to evaluate in vitro the loosening of fixation screws to the implant subjected to lateral forces, between different commercial houses. *Materials and methods:* an in vitro experimental study was carried out in which implants with internal hexagonal connection were taken into account with their respective screw-retained implant-abutment retention system, implant material in titanium with a sample of 15 internal hexagonal connection implants, divided in 3 groups, numbered from 1 to 5, they were called A, B, C. *Where group A corresponds to the MIS commercial company, group B to the MICRODENT commercial company, and group C to the ADIN commercial company.* *Results:* Loosening of the fixing screw occurred in all commercial houses at a torque of 35Nw and 40 Nw. That is, no implant with applied counter-torque less than 35 Nw presented loosening.

Keywords: Implant, screw, connection, hexagonal, loosening.

Introducción

La implantología ha revolucionado la práctica clínica odontológica demostrando que la rehabilitación oral con implantes es un tratamiento predecible y con una elevada tasa de éxito en pacientes con pérdidas dentales unitarias, múltiples o totales. (Velasco, 2009, pp.36–42).

A pesar de la previsibilidad de los protocolos tradicionales basados en dos etapas quirúrgicas establecidos por Branemark y cols. Las exigencias sociales hacen que los pacientes demanden, cada día más, reducir los tiempos de tratamiento y número de procedimientos para la restitución de sus dientes ausentes. Es por ello que la terapia implantológica contemporánea requiere responder a estas exigencias, sin obviar los parámetros necesarios e imprescindibles para el éxito en la práctica clínica. (Branemark, 1969, pp.81–100).

En un intento por alcanzar y ofrecer a los pacientes una solución funcional y estética definitiva, en el menor tiempo posible, la implantología se enfrenta a un reto biomecánico que desafía los protocolos tradicionales y que le permite conseguir una apropiada oseointegración. (Meltzer et ál, 2010, p.14)

Tratando de reducir los tiempos de cicatrización, sin que esto vaya en contra de la unión hueso-implante, se encuentra que la estabilidad primaria es uno de los parámetros primordiales en el criterio clínico, del que dependerá un apropiado remodelado óseo perimplantario, tanto en protocolos quirúrgicos tradicionales como en protocolos de actuación para carga inmediata. (4) (Toyoshima et ál, 2011, pp.71-78).

Habitualmente los implantes disponibles en el mercado son de inserción roscada, bien sea por accionamiento eléctrico o manual. De acuerdo con diferentes aspectos, se necesita ejercer un determinado torque en las fases de preparación ósea, inserción y asentamiento del implante en su posición final. El torque máximo de inserción de un implante es la máxima fuerza que se necesita

en algún punto de su integración. Esto, es debido a que el implante puede discurrir por diferentes calidades óseas a lo largo de su implantación, dando una idea tridimensional del contacto que está sufriendo el implante. (Branemark, 1983, p.399).

Los implantes dentales se componen de dos partes principales: una es la que propiamente se llama implante que es la pieza que estará en contacto con el hueso y la parte emergente que es la prótesis donde se colocará un casquillo que llevará cementado o atornillado la pieza de porcelana que simulará el diente. Las dos partes están unidas en la gran mayoría de los sistemas implantológicos por un tornillo que suele ser de la aleación Ti-6 Al-4V. (Branemark, 1983, p.399).

Luego de la fase de cicatrización del implante, uno de los mayores problemas es el aflojamiento del tornillo de fijación encargado de la unión implante-pilar presentes en las restauraciones con coronas atornilladas y prevalece en implantes únicos, Jemt et ál, reportaron un 43% de aflojamiento de tornillos de pilar en implantes con coronas individuales, Becker et ál, reportaron 38% de aflojamiento en coronas únicas soportadas por implantes posteriores en maxilar y mandíbula. El aflojamiento del tornillo se produce cuando se exceden las cargas sucesivas de masticación lo que puede terminar en la fractura del implante. Los posibles factores responsables del aflojamiento del tornillo del pilar son hábitos parafuncionales como el bruxismo, morfología oclusal más ancha que la corona, cúspides prominentes y carga no axial del implante. (Toyoshima et ál, 2011, pp.71-78).

Aunque los implantes son una opción adecuada para la rehabilitación oral, la ausencia de un ajuste pasivo en la interfaz implante-prótesis aumenta la tensión y concentración en los tejidos de soporte, debido al contacto íntimo entre el implante-diente. Un desajuste en el marco protésico puede provocar muchas complicaciones, incluidos los efectos biológicos, como la inflamación del tejido circundante, el dolor, aumento de microgap, la no recuperación, el aflojamiento, fractura y

no oseointegración final del implante, de ahí la importancia del correcto par de torque indicado por las casas fabricantes de implantes y la verificación del adecuado ajuste. (Toyoshima et ál, 2011, pp.71-78)

1. Evaluación In Vitro del Aflojamiento de Tornillos de Fijación en Implantes de Conexión Hexagonal Interna

1.1 Planteamiento del Problema

Uno de los problemas más prevalentes asociados a los implantes dentales es el aflojamiento de los tornillos de unión implante-pilar. Las dos partes están unidas en la gran mayoría de los sistemas implantológicos por un tornillo que suele ser de aleación Ti-6Al-4v.

El torque es una forma de medición indirecta de la precarga que presenta un tornillo. Por ello, el contra torque medido al aflojar el tornillo permite conocer la precarga remanente. El problema de aflojamiento ocasiona molestias importantes para el paciente y la fractura del tornillo no resulta ser una operación fácil para el profesional ya que deberá extraer la parte del tornillo del interior del implante oseointegrado. En ocasiones los filetes de las roscas del implante para la inserción del tornillo están defectuosos y puede ser necesario la extracción del implante y colocación de uno nuevo de mayor diámetro, si el hueso y el espacio lo permiten. (Gil et ál, 2003, p.21).

El aflojamiento del tornillo puede llevar a la aparición de problemas biológicos a nivel de la interface implante-pilar, ya que permite la filtración de bacterias a través de su espacio. Esta filtración bacteriana, junto con los problemas mecánicos conocidos como *la relajación de la tensión y el autoaflojamiento*, pueden llevar a la pérdida de hueso perimplantario, así como a la

aparición de infiltrado de células inflamatorias, lo cual permite, además, a nivel del hueso alveolar, la posibilidad de fallo mecánico, fatiga y que el riesgo de aflojamiento del tornillo e implante aumente. (McGlumphy, 1992, p.23).

La relajación de tensión se produce cuando existe un cambio permanente de la longitud axial del tornillo, permitiendo la “relajación” entre las juntas de sellado, los cambios de longitud permanente pueden producirse durante el asentamiento bajo la presión ejercida sobre el tornillo que permite que este se suavice o por la deformación permanente por la presión superficial en la cara de apoyo del tornillo cuando se excede la resistencia o las cargas compresivas del material de la pieza tensionada. (McGlumphy, 1992, p.23).

El autoaflojamiento se produce una vez retirada la fuerza de apriete, la carga de sujeción se mantiene por la precarga del tornillo, esto ocurre porque el tornillo se ha estirado lo suficiente y la tensión actúa comprimiendo los elementos sujetos por medio del tornillo. Si el sistema que se sujeta está sometido a cargas alternativas o a vibración disminuye el efecto de bloqueo provocado por los componentes de fricción, por lo que el tornillo gira sobre la rosca liberando tensión. Las vibraciones pueden ser longitudinales, transversales o combinadas. Las vibraciones transversales debido a cargas horizontales alternantes son mucho más perjudiciales y pueden aflojar rápidamente el elemento roscado. (McGlumphy, 1992, p.23).

Varios estudios han relacionado la presencia de patógenos periodontales en el surco perimplantario con la aparición de daños en los tejidos duros y blandos adyacentes, lo que lleva al fracaso del implante. Si bien la corona atornillada es recuperable, la eliminación de una corona cementada puede ser problemática, especialmente si se utilizan coronas de cerámica completas. (Jaarda, 1995, p.19). Las restauraciones atornilladas se asocian con la complicación del aflojamiento del tornillo, especialmente en la restauración de una sola corona. Se estima que la

frecuencia de aflojamiento del tornillo se encuentre entre el 5% y 65%. (Toyoshima et ál, 2011, pp.71-78) (Meltzer et ál, 2010, p.14) (Branemark, 1983, p.399). Usar un instrumento de torsión mecánico para apretar el tornillo a un nivel de torsión recomendado (20-30 Ncm) ha disminuido en gran medida esta complicación protésica. (McGlumphy, 1992, p.23). En un estudio que simulaba situaciones clínicas, 60 estudiantes de odontología aplicaron su máximo torque controlado a la cabeza de un tornillo, el valor medio de torsión obtenido a mano fue de 11,5 Ncm. Por lo tanto, la sobreestimación de la mano se debe evitar para no provocar fuerzas impulsadas. Además, (Siamos et ál, 2002, p.67), sugirieron apretar los tornillos del pilar 10 minutos después de las aplicaciones de torque inicial para aumentar la estabilidad y disminuir el aflojamiento del tornillo.

Por tal motivo se nos hace importante responder a la siguiente pregunta ¿se presenta aflojamiento en los tornillos fijados al par de torque recomendados por las casas comerciales ante aplicación de fuerzas laterales?

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo General

Evaluar in vitro el aflojamiento de tornillos de fijación al implante sometido a fuerzas laterales, entre diferentes casas comerciales.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Determinar si existe o no aflojamiento del tornillo de fijación sometido a fuerzas laterales con diferentes ajustes de torque recomendados por las casas comerciales.

- Comparar la frecuencia de aflojamiento de los ajustes de torque de los implantes de las diferentes casas comerciales estudiadas.

1.3 Justificación

Hasta la década de 1980 el diente faltante era un problema. A menudo se reemplaza con una prótesis parcial fija o removible. La inserción de estas prótesis convencionales suele requerir Preparación de uno o más dientes pilares. Hoy cuando los pilares no presentan caries o restauraciones previas, tal preparación irreversible puede ser considerada inaceptable y la colocación de implantes dentales individuales en tales situaciones son tanto funcionales como estéticos. (Toyoshima et ál, 2011, p.71-78).

Estudios de seguimiento de uno y tres años en dientes, afirmaron que el problema más común encontrado fue el aflojamiento del tornillo. Para entender cómo se puede aflojar el tornillo, es necesario conocer ciertos principios de la ingeniería mecánica. El tornillo de tope y el implante se unen por el profesional para formar una articulación pinzada. Cuando el tornillo se aprieta primero, se genera una precarga de tracción inicial dentro del tornillo. El efecto final de esta precarga es colocar el conjunto de pilar / implante en compresión, lo que resultará en fricción entre el tornillo y el implante. Esta compresión, a su vez, proporciona resistencia, corta cargas y mejora la resistencia a la fatiga del pilar / implante en articulación. (Dellinges y Tebrock, 1993, p.212).

La precarga en el tornillo es generada por la aplicación de torque. La cantidad de torque considerada apropiada es realizada por el dentista de acuerdo con los que indiquen las diferentes casas fabricantes. Los valores de par recomendados son basados en las características de diseño y composición metálica de implantes y tornillos exclusivos para cada sistema. Un principio mecánico de ingeniería que afecta a la precarga y debe ser entendido es la relajación de la inserción.

Esta depende de la cantidad de relajación o asentamiento que se produzca luego de la cantidad de puntos ásperos en el contacto de superficies, la dureza superficial del implante, el tornillo y la cantidad de carga aplicada al sistema. Después de la relajación de la inserción, se aplica un par de apriete para recuperar la precarga, es por ello por lo que el ajuste de torque también ha sido objeto de investigaciones. (Chee et ál, 1998, p.137).

2. Marco Referencial

2.1 Marco Teórico

2.1.1 *Implantes Dentales*

Se denominan implantes dentarios a los elementos aloplásticos (sustancias inertes, extrañas al organismo humano) que se alojan en el tejido óseo o por debajo del periostio, con la finalidad de conservar dientes naturales o de reponer piezas dentarias ausentes. (Del Río, J. y cols, 2003, p.293)

En la actualidad tienen formas cónicas o cilíndricas con una rosca externa, en contacto con el hueso, y están fabricados con materiales biocompatibles “titanio”, que no producen reacción de rechazo y permiten su unión al hueso. La superficie del implante puede presentar diferentes texturas y recubrimientos, utilizadas habitualmente para aumentar su adhesión al hueso (oseointegración) (Del Río, J. y cols, 2003, p.293).

Como se mencionó anteriormente la oseointegración es la aceptación y adaptación funcional de un implante insertado en el hueso. El éxito del proceso depende de la función de dos procesos previos: la osteoinducción y la osteoconducción. La osteoinducción es el proceso a través

del cual las células madre se diferencian de las células osteogénicas que forman el tejido óseo. La deposición de nuevo hueso por parte de estas células se conoce como osteogénesis. Existen dos tipos de osteogénesis: osteogénesis a distancia y osteogénesis de contacto. En la primera, el tejido óseo se forma desde la superficie del hueso circundante. En la segunda, la formación de tejido óseo se produce desde la superficie del implante. Es decir, la formación de hueso en la región periprotésica tiene dos direcciones: desde la superficie del hueso circundante hacia el implante y desde la superficie del implante hacia el hueso circundante. (Vanegas et ál, 2009, p.28)

La colocación de los implantes simplifica la rehabilitación, sobre todo, en aquellos casos desdentados completos mandibulares muy reabsorbidos, tan difíciles de solucionar por las técnicas convencionales y es gracias a la oseointegración que se resuelven los problemas de estética, retención, soporte y estabilidad de las prótesis. (Bidez, 2002, p.264).

Los implantes representan una raíz artificial y sobre ellos, se conectan los elementos protésicos, estos elementos varían en su forma, algunos rectos, curvos, angulados, también según el material con que están confeccionados, que pueden ser, calcinables, maquinados o fresados; pero hay algo que poseen en común “un tornillo” que los fija. (Branemark PI. 1983).

Existen diferentes tipos de implantes dentales, pero se destacan aquellos que tienen el cuerpo rugado y roscado, con dimensiones que varían en promedio entre los 6,0 - 16,0 mm de largo y 3.5 - 5.0 mm de diámetro. (Davies, 2003, p.932).

Sin embargo, la longitud y el diámetro óptimos necesarios para una implantación exitosa a largo plazo dependen de las condiciones de soporte del hueso residente, y los factores biológicos y mecánicos asociados (Davies, 2003, p.932). Los implantes dentales son fabricados de titanio comercialmente puro debido a su comprobada biocompatibilidad, es decir, la aceptación por parte de los tejidos vivos. La biocompatibilidad se caracteriza por la ausencia de corrosión y deterioro

del material que puede conducir a respuestas inflamatorias indeseables, muerte del tejido circundante o la formación de trombos por efectos de coagulación sanguínea inesperada (Ratner et ál, 1996, p.215).

2.1.1.1 Módulo Crestal o Plataforma. La porción diseñada para retener el componente protésico. Representa también la zona de transición del diseño del cuerpo del implante a la región transósea del mismo en el reborde de la cresta. Contiene la plataforma sobre la que se asienta el pilar y que ofrece resistencia a las cargas axiales oclusales. La plataforma presenta un acoplamiento que puede estar por encima o por debajo del nivel de la cresta ósea. Sobre dicha plataforma se incluye también un diseño antirrotacional de tipo hexágono externo, o dentro del cuerpo del implante como un hexágono interno, octógono, cono morse, tornillo cónico o ranuras internas. (Esquivel-Upshaw, 2004, p.759).

2.1.1.2 Tipos de Conexión.

2.1.1.2.1. Conexión Externa. El hexágono externo fue la conexión original para los implantes dentales diseñada por Branemark. Además, fue el primer sistema en ser creado y sería el tipo de fijación más común que demostró ser un componente protésico estable para todo tipo de rehabilitación. Pese a ello presentó algunas complicaciones, que habrían buscado solución en la modificación de la conexión externa, conexión transmucosa y los propios tornillos de fijación.

Teóricamente la conexión externa estaría más proclive a aflojar el tornillo del pilar ya que estaría expuesto a carga, si lo comparamos con una conexión interna en el que las cargas se distribuyen a la superficie del dispositivo de fijación daría como resultado un menor aflojamiento.

Sin embargo, la tasa de aflojamiento del tornillo no estaría por arriba para el tipo hexágono externo en reportes de estudios clínicos en vivo. (Binon, 2000, p.76).

El sistema de conexión externa posee un dispositivo antirotacional, que fue diseñado para que asegure y facilite la transferencia del implante en su montura durante la colocación quirúrgica en el hueso, la altura del hexágono era de 0,7 mm sin embargo debido al aflojamiento o fractura del tornillo ante diversas fuerzas tensionales, algunos sistemas incrementaron la altura a 1,2 mm para obtener estabilidad y mantener un óptimo efecto antirotacional (Binon, 2000, p.76). Según Andersen y col (2001) a mayor diámetro de la plataforma se traduce en una adecuada precarga a través de la interfase pilar-implante sin que esto implique mayor carga al tornillo protésico de fijación. (Arismendi et ál, 2016, p.28).

Las complicaciones en el sistema de conexión externa son la fractura del pilar e implante, aflojamiento y fractura del tornillo y reabsorción ósea de la cresta alveolar. Para evitar estas complicaciones se busca una óptima precarga, estabilidad antirotacional y asentamiento pasivo. Estas propiedades son elementales para disminuir la tensión ante fuerzas de compresión, torsión y fricción. Otras consideraciones a tener en cuenta son la oclusión, el polígono de estabilización y el diseño protésico.

La literatura reporta complicaciones clínicas con el uso de conexiones hexagonales externas, caracterizadas principalmente por aflojamiento del tornillo, en un intervalo de 6% a 48% (Davies, 2003, p.932). La vida del hexágono externo se ha extendido debido a un incremento en sus dimensiones, mejor diseño del acople, modificación en plataformas de carga, modificaciones en el tornillo y la alta aplicación de torque. Las conexiones internas disponibles hoy en día son más estables, resistentes, fáciles de restaurar y proveen excelente estética. (Arismendi et ál, 2016, p.28).

2.1.1.2.2 Conexión Interna. La conexión interna fue también diseñada como un mecanismo que se extiende hacia el interior del cuerpo del implante para asegurar la estabilidad entre el pilar y el implante. En contraste a la conexión externa hexagonal, las configuraciones de la conexión interna fueron concebidos bajo diversos diseños. Las formas en las que se pueden presentar son hexagonales y octogonales, entre otras figuras geométricas que también se pueden encontrar. (Arismendi et ál, 2016, p.28).

Además, el desarrollo de la interface busco determinar la estabilidad a movimientos de rotación y lateralidad entre el complejo implante- pilar, tomando en cuenta el tornillo de fijación, Piermatti y col (2006) después de realizar un estudio comparativo entre plataforma externa e interna, no mostró ventajas en cuanto al aflojamiento del tornillo de fijación. (Arismendi et ál, 2016, p.28).

Los diseños de conexión interna ofrecen una plataforma con altura vertical reducida para los componentes protésicos; la distribución de las cargas laterales profundas dentro del implante; un tornillo protésico protegido; enganche con paredes internas largas que crean un cuerpo rígido, unificado, que resiste el desplazamiento; enganche con las paredes del implante que minimiza las vibraciones; posibilidad de un selle microbiano y de llevar la interfase restauradora a un nivel estético, más submarginal. (Arismendi et ál, 2016, p.28).

2.1.2 Pilares Implantarios

El éxito de un tratamiento radica principalmente en la precisión del diagnóstico y en la elección de un plan de tratamiento adecuado, por lo tanto, el conocimiento de las indicaciones de la rehabilitación protésica sobre implantes es fundamental (McGlumphy et ál, 1998, p.71). El desarrollo de los componentes protéticos en implantología ha aumentado las posibilidades de

tratamiento, exigiendo a los mismos no solo función sino estética. Para obtener estos resultados es muy importante la función de los pilares que pasaron de ser una simple conexión entre el implante y la prótesis, a ser un determinante fundamental en el logro final estético y funcional del tratamiento rehabilitador (Pjetursson y Lang, 2008, p.72).

2.1.2.1 Clasificación de los Pilares Protésicos.

2.1.2.1.1 Por su Conexión.

- **Conexión Externa**

Hexágono Externo: la figura geométrica de hexágono se encuentra por encima de la plataforma del implante por lo tanto los pilares asientan sobre los implantes (Taylor et ál, 2000, p.66).

- **Conexión Interna**

Hexágono Interno: los pilares asientan dentro de la depresión hexagonal del implante. Presentando 6 posiciones, lo que le da la posibilidad de variación cada 60° (Lewis y Klineberg, 2011, p.181).

Cono Morse (CM): es un término que designa un mecanismo de encastre, en el cual dos elementos efectúan una acción que deriva en contacto íntimo con fricción, cuando un elemento cónico "macho" es instalado en una "hembra" también cónica. Convergencia del cono 11° (Consejo de dentistas, 2020, p.3).

SynOcta: creado por ITI, es una conexión que combina un octógono interno conomorse taper (unión de dos conos por fricción). Convergencia del cono 8 a 16°. (Tomaghelli, 2013, p.30).

2.1.2.1.2 Por su Retención a la Prótesis.

- **Atornillado:** emplea un tornillo para fijar la prótesis.
- **Cementado:** su fijación es a base de cemento.
- **Pilar para retenedor:** (attachment) emplea un sistema de retenedor para fijar una prótesis removible (como un retenedor en anillo-O ring) (Mish, 2006, p.25).

2.1.2.1.3 Por su Relación Axial con el Cuerpo del Implante.

- **Rectos:** son pilares con una angulación de 0° con respecto al eje axial del implante, solo varia la altura gingival.
- **Angulados:** se utilizan en aquellos casos en los que es necesario una corrección de la angulación, de manera que los tornillos de acceso no queden en posición desfavorable (Pardal, 2016, p.32).

2.1.2.1.4 Por su Material de Confección.

- **Metálicos:** Titanio: es una de las aleaciones más tradicionales en implantología debido a sus excelentes propiedades biológicas y mecánicas (Moreno, 2017, p.23). Muchos estudios clínicos han demostrado una excelente supervivencia en las restauraciones soportadas por pilares de titanio (Garate et ál, 2012, p.121). Además, es un material dúctil, lo que realza su tolerancia hacia pequeños defectos o grietas (Raico et ál, 2011, p.159). Existen también otros tipos de aleaciones utilizadas para la confección de pilares como: Cobalto-cromo, Aleaciones de Oro, Níquel-Cromo. (Pedrola, 2008, p.51)

- **Plásticos:** estos pilares elaborados de un polímero plástico de color semejante al diente proveen de soporte a la restauración temporal. Su tiempo de permanencia en boca es hasta 180 días. (Sartori et ál, 2011, p.69)

- **Cerámicos:** estos pilares fueron creados a partir de los inconvenientes que podrían ocasionar los pilares metálicos como: la visualización de la terminación del pilar a nivel gingival, el cambio del color de la encía por la translucidez del metal en los biotipos periodontales finos o la visualización del pilar por la retracción gingival. (Lewis y Klineberg, 2011, p.181) Existen diversos estudios que destacan sus numerosas ventajas: Jung et al. (Perriard et ál, 2002, p.542), demostraron que este tipo de pilares no producían un cambio de color en la mucosa perimplantaria en comparación con los pilares metálicos. Scarano junto a (Casanova, 2011, p.5), encontraron que la adhesión bacteriana es menor en la superficie de pilares cerámicos tales como el zirconio en comparación con el titanio. Zembic junto a (Sensagent Corporation, 2013, p.7), realizaron un estudio clínico de 3 años observando que los pilares de zirconio y titanio mostraron los mismos resultados biológicos, y de sobrevivencia.

2.1.2.1.5 Por su Tipo de Elaboración.

- **Pilares prefabricados:** No Modificables: son creados por las empresas que industrializan los implantes ofreciendo una gama de alternativas de componentes protésicos, los cuales tratan de cubrir las diferentes posibilidades en la reconstrucción de coronas. Estos pilares al construirse con los mismos tornos alfanuméricos que los implantes poseen entre ellos un alto ajuste y adaptación marginal. Modificables: estos pilares se

diferencian de los estándares por la posibilidad de modificar su sección (diámetro y forma) en el trayecto transmucoso ayudando a lograr un perfil de emergencia adecuado.

- **Pilares confeccionados en laboratorio:** son aquellos en donde el técnico de laboratorio mediante un cilindro de plástico que será fundido puede crear un pilar. Pueden ser colados (todo el cilindro es de plástico calcinable) o sobrecolados (el margen del cilindro es de una aleación de metal).

- **Pilares maquinados:** son pilares personalizados confeccionados con la tecnología CAD-CAM en titanio o zirconio (Unión entre piezas, 2020, p.3).

2.1.3 Tornillo de Fijación

El inventor del tornillo fue el griego Arquitas de Tarento (430-360^a.C), pero fue Arquímedes (287-212^a.C) quien lo perfeccionó y lo llegó a utilizar para elevar agua en el valle del Nilo e inventó el tornillo sin fin (Casanova, 2011, p.5).

Durante el renacimiento las roscas empezaron a emplearse como elementos de fijación en objetos mecánicos y de guerra. Leonardo da Vinci desarrolló métodos de tallado de roscas; sin embargo, estas seguirían fabricándose a mano y sin ninguna clase de normalización, por ello nunca dos tornillos eran iguales, mucho menos la cavidad, agujero o tuerca en la que debía enroscar (Casanova, 2011, p.5).

Con la revolución industrial, los tornillos empezaron a ser elementos muy utilizados. En 1841 el ingeniero inglés WHITWORTH definió el sistema de rosca métrica adoptado actualmente en prácticamente todos los países, definió un paso de rosca universal para todos los tornillos fabricados. En 1864 William Sellers hizo lo mismo en los Estados Unidos. Esta situación se

prolongó hasta 1946, cuando la organización ISO definió el sistema de rosca métrica adoptado actualmente en prácticamente todos los países (Casanova, 2011, p.5).

Según la función que cumplen los tornillos se pueden clasificar, en tornillos de unión y tornillos de potencia. *Los tornillos de unión* se emplean para unir o asegurar dos o más partes estructurales de una máquina o estructura y pueden ser de distintos tipos: tornillos de cabeza (utilizado para odontología), tornillos prisioneros o de fijación, pernos y espárragos. El tornillo de unión es un cuerpo cilíndrico con una cabeza en un extremo para su roscado y el otro extremo sirve para encajar mediante esfuerzos de presión y giro en un orificio roscado. Las uniones donde se han empleado tornillos trabajan transmitiendo los esfuerzos por presión entre las superficies Y por rozamiento. En estas uniones implica la existencia de un estado de compresión entre las superficies unidas, que, junto al coeficiente de rozamiento entre ellas, hace que se impida que exista cualquier desplazamiento relativo (Sensagent Corporation, 2013, p.7).

Las uniones con tornillos de alta resistencia resultan más rígidos menos deformables y con mejor comportamiento en las uniones con tornillos se transmiten los esfuerzos por rozamiento entre las superficies, es muy importante aplicar el momento de torsor o momento de apriete adecuado para cada tornillo (Sensagent Corporation, 2013, p.7).

El *tornillo de potencia* destinados a la transmisión de potencia y movimiento y que generalmente se utilizan para convertir un movimiento angular o de giro, en un movimiento de traslación o lineal (Tornillos de potencia, 2020, p.2) (Figura 1).

Se distinguen tres partes básicas en un tornillo de fijación: un cuello y la rosca o espiral. La porción que permite sujetar el tornillo e imprimirle un movimiento giratorio con la ayuda de una herramienta como llaves fijas o destornilladores, es de forma hexagonal, cuadrada, semiesférica, cónica, cilíndrica y avellanada, es la cabeza, mientras que el cuello constituiría la

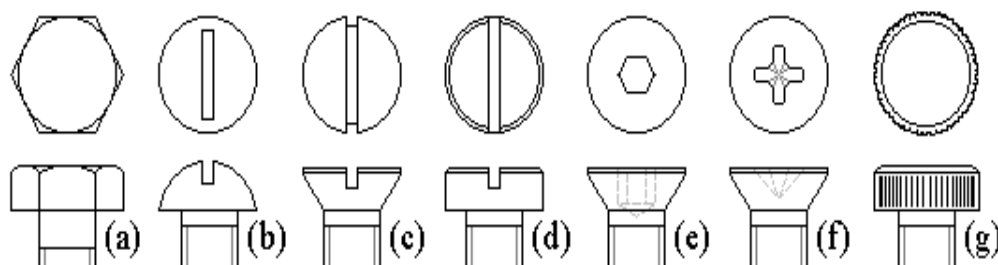
parte del cilindro que ha quedado sin roscar. Dentro de este cuerpo cilíndrico esta la rosca que es la parte donde tendría calado el surco. Posee una parte saliente llamada filete o hilo, la parte baja fondo o raíz y la cresta a la más saliente (Tornillos de potencia, 2020, p.2).

Cabeza: corresponde a dos necesidades conseguir la mayor superficie de apoyo adecuado “para la herramienta de apriete” para que pueda alcanzar la fuerza necesaria de unión sin que la cabeza se rompa o deforme.

Necesidades de seguridad que implican que ciertos dispositivos requieran herramientas especiales para la apertura.

Los tipos de cabezas más utilizados son los: hexagonal(a), redonda o alomada(b), cilíndrica (d, g), avellanada (c, e, f) (Cantwell y Hobkirk, 2004, p.124).

Figura 1. Tornillos.



Adaptado de - Tutorial nº 131 - Tornillos de Potencia.

Roscas: Con el objeto de calificar al perfil de la rosca se observa su forma, siendo las llamadas métricas las que se utiliza para sujeción (sistema tornillo-tuerca) (Cantwell y Hobkirk, 2004, p.124) (Figura 2).

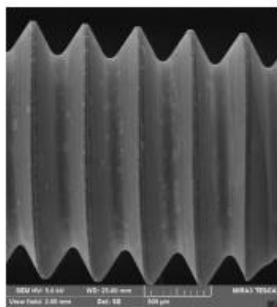
Figura 2. Perfiles de rosca más empleados.



Adaptado de - Tutorial nº 131 - Tornillos de Potencia.

El diseño y el número de las roscas para los tornillos de fijación, generalmente comprende una forma en V con 30° de angulación, este es el diseño que más se usó para mantener juntos dispositivos, metálicos ya que la parte “macho “de la rosca se une con el receptor hembra en un ángulo de 30° cuando se genera el momento de torsión sobre el tornillo. Aun así, en este diseño se presenta mayor torsión en las primeras roscas. En este tipo de diseño el número de roscas no requiere ser superior de dos veces el diámetro del tornillo. Usualmente el número de las roscas es de seis, acompañado de un cuello largo y cabeza de forma plana. (Cantwell y Hobkirk, 2004, p.124) (Figura 3).

Figura 3. *Figura diseño de rosca de tornillo de fijación.*



Adaptado de - Tutorial nº 131 - Tornillos de Potencia

Los tornillos para prótesis sobre implantes puede ser principal que une un implante a un abutment o secundario que une el abutment con la estructura, el roscado es hacia la derecha, tienen una cabeza tipo Allen (algunas casas son torx cabeza cilíndrica, se usa en uniones que se necesitan grandes aprietes y que resulten estrechos, con la posibilidad de ocultar la cabeza), con diseño de un filamento redondeado para no generar excesiva fuerza, el destornillador cambia por marca o casa comercial. Pueden ser fabricados de titanio grado II, oro, titanio endurecido, titanio con recubrimiento en oro, el más comúnmente utilizado es el de tornillo de titanio (Tornillos de potencia, 2020, p.2), el material es un factor muy importante ya que incrementa el rendimiento del

tornillo, así como influye directamente en la cantidad de precarga necesaria antes que suceda la fractura (Tornillos de potencia, 2020, p.2). El par de apriete para un tornillo primario o principal generalmente debe estar en 25 a 30 Newtons y los tornillos secundarios entre 15 y 20 Newtons.

Considerando el límite elástico que le otorga el material a cada tornillo, hay consideraciones que también cuentan cómo, la profundidad de rosca, el diámetro externo del tornillo, la precisión de los componentes, la conicidad y una mala instrumentación pueden influir en el aflojamiento de tornillos (Sensagent Corporation, 2013, p.5).

2.1.3.1 Precarga (Medida en Voltios) y Torque (Medido en Newton x Centímetro). La precarga es la tensión, en voltios (V) transferibles posteriormente a newton (N), que se genera al apretar un tornillo a un torque determinado. El tornillo se estira y posteriormente se produce una recuperación elástica que sitúa a las espiras en tensión creando una fuerza compresiva entre la cabeza del tornillo y el pilar, entre las espiras del tornillo y el implante y en la interfase implante-pilar, lo que deja el pilar y el implante ensamblados en una unión estable comprimida, lo que permite la resistencia a las cargas externas y mejora la resistencia a la fatiga de la unión implante-pilar (Cantwell y Hobkirk, 2004, p.124).

Viene determinada por el torque aplicado (que influye en la fricción de la cabeza del tornillo, la fricción de las espiras y la deformación elástica y plástica del tornillo), el material del tornillo (resistencia a la fractura, módulo de elasticidad y resistencia a la fatiga), el diseño de la cabeza del tornillo (influye en la fricción de la cabeza) y el material del pilar (determina el nivel de encaje). El método de apriete, el control de calidad por parte del fabricante, el diseño de la unión, la rugosidad de los materiales y su sometimiento a test de fatiga son factores que también influyen en la precarga. (Haack et ál, 1995. p.526)

Cuanto mayor sea la precarga, mayor será la fuerza de unión y con ello la estabilidad de la unión implante-pilar. Sin embargo, la precarga no debe ser demasiado alta y debe estar dentro de los límites elásticos del material ya que, si se sobrepasa este límite, los tornillos de retención se pueden romper con las fuerzas oclusales repetidas. (Cantwell y Hobkirk, 2004, p.124).

Normalmente cuando se aprieta un tornillo se produce una deformación elástica, la deformación plástica sólo ocurre en zonas de microrrugosidades en las espiras. Si el tornillo se deforma plásticamente durante la función, la precarga y la fuerza de unión se perderán y se producirá un aflojamiento del tornillo. Una mayor precarga del tornillo proporciona una unión más estable, lo que en teoría llevaría a un menor aflojamiento.

La precarga real depende del acabado de las superficies, fricción entre los componentes, geometría y propiedades del material. Solo el 10 % de torque inicial se transforma en precarga y el 90% restante se usa para superar la fricción entre las irregularidades de las superficies. El resultado es una menor fuerza de unión. Las fuerzas grandes pueden provocar aflojamiento del tornillo reduciendo aún más esta fuerza de unión (Cantwell y Hobkirk, 2004, p.124).

2.1.3.2 Relación entre la Precarga y el Torque Aplicado. La dificultad de medir la precarga en la implantoprótesis se debe a la compleja naturaleza del sistema. La precarga es proporcional al torque aplicado, existiendo una relación lineal entre ambos conceptos, por lo que se puede medir de forma indirecta con la medición del torque de apriete aplicado al tornillo, medido en newton x centímetro (Ncm). Por lo tanto, el contratorque medido al aflojar el tornillo es una medida indirecta de la precarga remanente. También se puede medir de forma directa con medidores de tensión, extensómetros o medidores de fuerza (Burguete et ál, 1994, p.592) (Winkler et ál, 2003, p.242) (Junquera et ál, 2013, p.228) (Misch, 2009, p.68).

Un torque muy bajo permite la separación y lleva a fatiga, fallo o aflojamiento del tornillo. Un torque demasiado alto puede exceder la fuerza de fatiga del tornillo, llevando a una deformación plástica que puede causar fallo del tornillo, estropear las espiras, provocar daños en el hexágono de la cabeza y rotura de la llave de apriete (Assunção et ál, 2012, p.46) (Xia et ál, 2014, p.2143) (Butignon et ál, 2013, p.161).

El tamaño y el área de las espiras, la inclinación, el radio del tornillo y el diámetro de la cabeza del mismo juegan un papel importante en la relación entre torque aplicado y precarga generada, de modo que cada diseño de tornillo presenta una relación única. La longitud del tornillo también parece influir en la generación de precarga en el área de contacto porque un tornillo más largo tendrá una mayor superficie de espiras unidas al implante. Los fabricantes indican que se consigue una mayor precarga con tornillos con recubrimiento superficial, aumentando el torque de apriete o usando un tornillo que tenga un coeficiente de fricción reducido por algún tipo de tratamiento. Así mismo, es recomendable un torque de 30 Ncm que es el que proporciona una mayor precarga para una mayor estabilidad. Sin embargo, los valores recomendados de torque dependen del diseño y la composición metálica de tornillos e implantes. La relación entre torque aplicado y precarga se establece como $\text{Torque (Nmm)} = \text{precarga (N)} \times K$ (constante adimensional ligada al material) $\times$ diámetro de las espiras (mm) (Bulaqui et ál, 2015, p.412) (Piermatti et ál, 2006, p.427).

A pesar de todo lo anterior, la precarga óptima, que depende del rango elástico del material del tornillo, aún no se ha determinado científicamente, siendo un factor crítico para la estabilidad de la implantoprótesis. Al conseguir la precarga óptima se considera que la unión está protegida contra cargas externas siempre que estas no excedan la precarga. (Da Silva-Nieto et ál, 2012, p.793) (Siamos et ál, 2002, p.67).

Fuerza de separación Opuesta a la fuerza de unión, está la fuerza de separación (joint separating force). Cuando las fuerzas de separación son mayores que la precarga, el tornillo se afloja. Por el contrario, cuando la precarga es mayor que la fuerza de separación se consigue la estabilidad (Murmura et ál, 2013, p.293) (Barbosa et ál, 2011, p.51).

2.1.3.3 Coeficiente de Fricción. Otro elemento importante que se debe tener en cuenta, es la fricción entre interfaces que viene dada por la dureza de los materiales, el tratamiento de la superficie, el tipo de material, el diseño, la cantidad de lubricante seco o húmedo, la velocidad a la que se aprieta el tornillo, el ajuste entre las espiras del tornillo y el implante, el ajuste en la unión entre el pilar y el tornillo, el número de veces que se aprieta y afloja y las tolerancias del eje del tornillo y orificio. (Lang et ál, 2003, p.539).

El coeficiente de fricción expresa la oposición al movimiento que ofrecen las superficies de dos cuerpos en contacto. Es un coeficiente adimensional y se representa con la letra griega μ . Dicho coeficiente aumenta al aumentar la dureza y rugosidad del material y se reduce con un mayor apriete y lubricación ya que el medio húmedo reduce la resistencia friccional eliminando las fuerzas de cizalla. (Misch, 2006, p.10) (Tomaghelli, 2013, p.32)

Un bajo coeficiente de fricción en las superficies lleva a más precarga en el tornillo que un alto coeficiente de fricción al aplicar el mismo torque de apriete. Es decir, la precarga aumenta a medida que el coeficiente de fricción entre implante y tornillo disminuye. El torque de apriete y el coeficiente de fricción son los factores más importantes a la hora de determinar la precarga generada en el complejo implanto-protésico (Guda et ál, 2008, p.183) (Al Jabbari et ál, 2008, p.168).

Bulaqi y compañeros realizaron un análisis de elementos finitos (FEA), y determinaron que aumentar la velocidad de atornillado tiene el mismo efecto que reducir el coeficiente de fricción, ambos factores aumentan la precarga y mejoran la estabilidad previniendo el aflojamiento del tornillo. Los análisis de elementos finitos son modelos tridimensionales que se utilizan para predecir el comportamiento del complejo implanto-protésico, permiten asociar y elaborar datos que no se pueden obtener mediante métodos convencionales de investigación. De esta manera se puede explicar la naturaleza dinámica del reapriete de los tornillos y el efecto del coeficiente de fricción y del reapriete sobre el asentamiento (Rismanchian et ál, 2012, p.677) (Aloise et ál, 2010, p.328).

El coeficiente de fricción en el titanio de grado 5, tiene un valor de 0.30 a 0.36 μm en seco. Lang et al. establecieron, mediante un análisis de elementos finitos, que para alcanzar la precarga optima del 75% de la resistencia a la fractura del material, usando un torque de 32 Ncm, el coeficiente de fricción debe ser de 0.12 μm (Zipprich et ál, 2007, p.31).

La fricción y la precarga son elementos inseparables en situaciones clínicas que facilitan la retención de la restauración. La precarga sostiene ensamblados los elementos de la unión implanto-protésica y la fricción contribuye a la estabilidad de la unión y resiste el aflojamiento del tornillo (Zipprich, 2016, p.31).

La resistencia del material también es importante en el mantenimiento de la precarga. Los fabricantes recomiendan apretar los tornillos por debajo del 75-80% del límite elástico del material para prevenir la deformación permanente. Cuando los valores de precarga son superiores a dicho límite, pero menores que el límite de resistencia a la fractura, se produce una deformación plástica que impide el aflojamiento (Koutouzis et ál, 2014, p.432) (Neugebauer et ál, 2015, p.526).

2.1.3.4 Efecto Asentamiento. El efecto asentamiento (*settling effect* o *embedment relaxation*) se produce porque ninguno de los elementos internos del implante o del tornillo pueden ser maquinados sin ningún tipo de rugosidad con lo cual siempre habrá pequeñas irregularidades en dichas superficies. Estas irregularidades se alisan bajo la carga porque son las únicas que contactan inicialmente. Cuando la interfase del tornillo está sujeta a cargas externas, aparecen micromovimientos entre las mismas. Estas zonas rugosas se pulen ligeramente, lo que lleva a la pérdida de un 2-10% de la precarga inicial. La cantidad de efecto de asentamiento que ocurre depende de la cantidad de irregularidades que haya en las superficies, la dureza de la superficie del implante y del tornillo y la carga aplicada. Tras la unión de las espiras, las superficies se alisan y el torque adicional se emplea para el alargamiento del tornillo y generación de precarga. El resultado del asentamiento es que el torque necesario para aflojar un tornillo es menor que el empleado inicialmente para colocarlo. Se ha sugerido que la unión implante-pilar debe ser reapretada tras la inserción inicial del tornillo y después cada cierto tiempo debido al efecto asentamiento (Gross et ál, 1999, p.574).

La extensión del asentamiento depende de la rugosidad inicial de la superficie, dureza y magnitud de las fuerzas de carga. Un aumento del coeficiente de fricción y las cargas altas externas aumentan el asentamiento (Gross et ál, 1999, p.574).

Cuando el asentamiento total es mayor que la elongación elástica del tornillo, este se afloja porque no hay ninguna fuerza de contacto que lo mantenga en su sitio (Gross et ál, 1999, p.574).

La precarga es la única fuerza que resiste a las cargas oclusales funcionales para mantener la estabilidad del pilar previniendo su separación del implante. Si la fuerza oclusal es mayor que la precarga, el tornillo se aflojará. Una reducción del torque requerido para aflojar un tornillo no

es necesariamente perjudicial si no es progresiva y la fuerza remanente es suficiente para prevenir el deslizamiento de las partes ante cargas funcionales (Biohorizons, 2020, p.2).

2.1.3.5 Factores que Influyen en el Aflojamiento.

2.1.3.5.1 Geometría y Diseño de los Tornillos. Por lo que respecta a la geometría, los tornillos suelen consistir en una cabeza plana, un tallo largo y un número variable de espiras. Cuantas menos espiras tenga el tornillo menor será la fricción. El ápice maquinado es una zona suave al final del tornillo para proporcionar una mayor estabilidad contra las fuerzas laterales y oclusales. Este ápice maquinado se ajusta de manera íntima con las paredes del implante. Los tornillos con tallo largo y ápice maquinado proporcionan una menor pérdida de torque y mayor estabilidad. Los tornillos con cabeza plana, al reducir la superficie de contacto, generan menos resistencia a la fricción que los tornillos con bisel o ahusados. Cuanto menor sea la pérdida de energía por fricción y calor más se transfiere en precarga útil. Por este motivo, los tornillos de cabeza plana tienen, en general, una mayor precarga a cualquier torque aplicado, además distribuyen las fuerzas de manera uniforme entre la rosca y la cabeza. Se debe evitar el uso de tornillos con cabezas anguladas ya que este tipo de cabeza distorsiona y alinea los componentes de forma no pasiva y la mayor parte de la fuerza queda distribuida en la cabeza del tornillo en lugar de en los componentes de fijación. La mayor parte de los tornillos presentan un diseño de rosca con una angulación de 60° y en forma de V. (L'Homme-Langlois et ál, 2014, p.524) (Salvin, 2020, p.1).

2.1.3.5.2 Tipo de Conexión Implanto-protésica. El aflojamiento de los tornillos se produce más frecuentemente en implantes de conexión externa que en conexión interna, esto puede deberse a que los implantes de conexión externa cargan toda la fuerza sobre el tornillo por eso tienden a aflojarse más mientras que los de conexión interna transmiten las cargas a la profundidad del implante y tienen más resistencia a la flexión, el cono morse utilizado en implantes de conexión interna mejora la estabilidad contra las fuerzas laterales y transfiere las cargas a lo largo de la superficie cónica, distribuyendo el estrés y aumentando la retención. Además, cuanto mayor sea la altura o profundidad del componente antirrotacional, menor será el estrés aplicado al tornillo. Por otra parte, la dimensión de la plataforma es incluso más importante que la altura de la conexión ya que los implantes más anchos reducen las fuerzas aplicadas sobre el tornillo y cambian el arco de desplazamiento del pilar sobre la plataforma (Rajatihaghi et ál, 2013, p.38).

2.1.3.5.3 Carga Oclusal. Las fuerzas externas que se ejercen sobre la unión atornillada aumentan el riesgo de aflojamiento cuanto mayor sea la carga oclusal, mayor será el riesgo de aflojamiento. Las fuerzas intraorales separadoras incluyen, contactos oclusales fuera del eje (existencia de cantiléver o coronas altas), contactos laterales excursivos, contactos interproximales entre dientes naturales y restauraciones protésicas, contactos en protrusiva, fuerzas parafuncionales (bruxismo), y la ausencia de ajuste pasivo entre los componentes de los implantes (Goswami et ál, 2013, p.524).

2.1.3.5.4 Torque Aplicado. El apriete del tornillo con destornilladores manuales no alcanza valores aceptables de torque, lo que provoca el aflojamiento del mismo. El torque medio aplicado con un destornillador manual es de 10 Ncm, lo que está por debajo de los valores generales de

torque recomendados por la mayoría de los fabricantes. Para aplicar un torque mayor de 20 Ncm se necesita una llave de torque (Jayashankar, 2015, p.101).

2.1.3.5.5 Posición del Tornillo. Si al apretar el tornillo se coloca en una posición en la que las roscas no encajan a la perfección, es decir, cuando el eje axial del tornillo no sigue el eje axial del implante si no que está ligeramente inclinado (MedicalExpo, 2020, p.2).

2.1.3.6 Factores que Influyen en la Filtración Interfásica. Por otra parte, la pérdida de torque es una de las causas de la aparición de micromovimientos entre los componentes del complejo implanto-protésico. Dicha pérdida no se refleja inmediatamente en un aflojamiento de la unión implanto-protésica, pero si se permite que continúe puede resultar en inestabilidad y separación del pilar y el implante, fractura de los tornillos y aparición de perimplantitis debido al microespacio que aparece en la interfase, donde pueden asentar bacterias cuyas toxinas y metabolitos pueden extenderse por los tejidos perimplantarios. Hay razones para pensar que la presencia de bacterias en la unión implante-pilar es la principal causa de la pérdida de hueso. El aumento de células inflamatorias alrededor de la interfase implante-pilar se puede deber a la adhesión y proliferación de las bacterias en el biofilm que se forma en el espacio implante-pilar durante la manipulación de los tejidos blandos para la colocación de la prótesis (Da Silva-Neto et ál, 2012, p.793) (Garate et ál, 2012, p.121).

Este microespacio aparece en el área de contacto a lo largo de las espiras del tornillo y en la base del mismo. Hay una serie de factores que afectan al microespacio y a la microfiltración como el sistema de implantes empleado, la geometría de la conexión, el uso de pilares colados en lugar de mecanizados (estos últimos reducen el microespacio), la cantidad de fuerza empleada para

apretar el tornillo y el uso de pilares atornillados frente a los cementados (Koutouzis et ál, 2014, p.432).

Las consecuencias de este microespacio se pueden clasificar en dos grupos: problemas biológicos debido a la proliferación de microorganismos al actuar en este espacio como reservorio de bacterias (mucositis y perimplantitis que llevan a la pérdida de la cresta ósea) y problemas mecánicos (aflojamiento y fracaso del tornillo, pilar y cuerpo del implante), se considera que las configuraciones de tipo platform-switching minimizan o incluso eliminan la pérdida de hueso marginal, ya que reducen el microespacio existente y con ello la proliferación de bacterias. Este concepto aparece por primera vez en la literatura en 2005 por Lazzara, Porter y Gardner, y consiste en la utilización pilares protésicos de menor diámetro que el implante. En 1995, 3i Implant Innovations (BIOMET 3i Inc., FL) intentó construir implantes con un mayor diámetro de la plataforma de restauración que los implantes convencionales, pero, como los componentes protésicos no estaban disponibles, se usaban pilares de menor diámetro, así se vio que estos implantes presentaban una menor pérdida ósea marginal que los implantes convencionales. Otro método para reducir este microespacio es la aplicación de selladores. Según Zipprich, los micromovimientos deberían ser iguales en todos los tipos de implantes independientemente del diámetro y del uso de platform switching siempre y cuando el tornillo sea el mismo. Pero la realidad es que existe microespacio en implantes de conexión externa de 5 mm de diámetro que se incrementa considerablemente con la masticación, este microespacio es mayor en implantes de 4 mm de diámetro y apenas perceptible en aquellos que hacen platform switching. La explicación para esto es la deformación elástica de los componentes implantoprotésicos. Si se observa el lado opuesto del implante al que se produce el aumento de tamaño del microespacio, se puede observar cómo en implantes con platform switching la deformación elástica es mucho menor que en los que

no presentan este tipo de modificación. Por tanto, el tornillo es solamente una parte de la causa de la deformación, hay que tener en cuenta todo el sistema (Guda et ál, 2008, p.183) (Murmura et ál, 2013, p. 293) (Biohorizons, 2020, p.2) (L'Homme-Langlois et ál, 2014, p.524).

Las bacterias de la saliva humana pueden penetrar a través de la interfase en todos los tipos de conexión bajo cargas y sin cargas, pero el test de fatiga aumenta significativamente la incidencia y el recuento bacteriano en hexágono interno y, sobre todo, en los implantes de hexágono externo ya que durante las cargas funcionales excéntricas se producen micromovimientos que pueden llevar al aumento del tamaño de los espacios existentes entre los componentes de la implanto-prótesis y, con ello, al paso de bacterias a la interfase implante-pilar. Además, las cargas cíclicas afectan al potencial de invasión de la interfase por parte de los microorganismos bucales, por ello el paso de los implantes dentales bajo cargas cíclicas es una parte importante del diseño experimental para evaluar la colonización bacteriana de los mismos. A pesar esto, algunos estudios han mostrado que implantes expuestos y no cargados presentan pérdida de hueso marginal, lo que lleva a cuestionar el papel de la carga. Es razonable suponer que la carga excesiva lleve a una pérdida de hueso, lo que se observa también cuando se produce una pérdida de torque o fractura del tornillo que causa sobrecarga del resto de implantes en prótesis múltiples (Guda et ál, 2008, p.183) (Salvin, 2020, p.2) (Goswami et ál, 2013, p.524) (Jayashankar, 2015, p.101).

2.1.4 Instrumentos para Medir el Ajuste

Existen varias formas para dar ajuste, entre ellas el control del torque y el control del ángulo, de los mencionados anteriormente el que se utiliza en prótesis sobre implantes es el control del torque. Este se puede aplicar de forma manual o mediante un dispositivo digital De la primera forma, el torque podrá ser limitado por un dispositivo mecánico como lo es el trinquete, mientras

que en los otros dispositivos el torque será controlado electrónicamente, en el cual se limitará al poder aplicado al motor del dispositivo (Al Jabbari et ál, 2008, p.168).

2.1.5 Ajuste Manual

Buscando medir el ajuste de manera precisa se inventó un instrumento llamado “torquímetro” que a manera de destornilladores y/o Llaves son fabricados teniendo en cuenta la resistencia y propiedades de los tornillos de cada casa comercial (Rismanchian et ál, 2012, p.677) (Aloise et ál, 2010, p.328). La presión de ajuste va de 20 a 35 N/cm con el fin de limitar los problemas del aflojamiento (Junqueira et ál, 2013, p.228).

Las llaves dinamométricas al ser esterilizadas se tornan imprecisas, ya que pueden causar corrosión en sus componentes, por lo tanto, es aconsejable que se introduzcan en posición abierta en la autoclave (Zipprich et ál, 2007, p.31) (Junqueira et ál, 2013, p.228).

2.1.6. Llave de Fricción

Existen múltiples dinamómetros que permiten graduar la fuerza rotacional que se debe ejercer para los tornillos de retención. Existen llaves de diversas casas comerciales en las cuales la cabeza se libera cuando es alcanzada la torsión predeterminada. También hay algunas casas comerciales que han graduado sus llaves para asegurar precisión (Zipprich, 2016, p.31)

El dispositivo de fricción está compuesto de llaves hexagonales con un mecanismo de liberación del mango predeterminado por el fabricante. Este sistema consta de una retención de esferas para desenganchar el brazo de palanca cuando este llegue al torque deseado por el fabricante. La esfera esta comprimida dentro de un receptor de forma redondeada que posee un receptor, y un muelle que mantiene la cabeza en su sitio. Cuando el par de ajuste es aplicado, la

esfera se mueve fuera del receptor y la cabeza gira hacia un lado fuera de su centro. Dicho mecanismo lograra limitar el torque aplicado al tornillo (Koutouzis et ál, 2014, p.432).

También se crearon otros modelos en forma de contra ángulo en los cuales el embrague es liberado cuando se logra alcanzar el par calibrado. La llave de torsión del ángulo recto se ajusta de 10 a 35 Ncm. Consta de siete configuraciones de torque las cuales van desde: 10, 15, 20, 25, 30, 32 y 35 Ncm (Neugebauer et ál, 2015, p.526).

2.1.7 Llave de Trinquete o Resorte

Esta llave de trinquete o resorte posee una barra con una escala que incrementa gradualmente. Gracias a este sistema el operador aplica una fuerza a la palanca hasta que el torque deseado sea visualizado en la escala. La cantidad de torque puede variar en la medida en que el haz es desviado, de manera que se logren aplicar múltiples valores de torque utilizando el mismo dispositivo (Gross et ál, 1999, p.574).

Según un estudio realizado por Goswami *et al* en el año 2013 se afirmó que el calibrador manual de esfuerzo de torsión posee una exactitud limitada, el cual es susceptible a la fatiga y la lectura se fue inexacta después de su uso, también que la precarga del tornillo es proporcional a la fuerza de ajuste (Biohorizons, 2020, p.2).

Las llaves dinamométricas de trinquete inicialmente van a dar el torque exacto, pero a medida que se van usando repetidamente tiene que ser calibrado puesto que el resorte pierde elasticidad y se va volviendo rígido debido a la esterilización, generando así un par de torsión excesivo (L'Homme-Langlois et ál, 2014, p.524).

2.1.8. Ajuste Asistido Digitalmente

Para realizar un ajuste asistido es necesaria la llave dinamométrica del implante dental digital de accionamiento manual esta emplea una acción de retención de tornillo para colocarlo sobre un área específica en la boca del paciente (Salvin, 2020, p.2).

El torque se aplica girando la llave dinamométrica perpendicularmente a la cabeza del tornillo. El valor del torque se visualiza en la lectura digital (con una resolución de hasta 1 / 10.000 FS) y un sonido en el punto de ajuste advierte al usuario cuando se alcanza el torque indicado. El punto de ajuste se puede configurar y ajustar fácilmente por medio de las especificaciones del fabricante (Rajatihaghi et ál, 2013, p.38).

2.1.9. Ajuste de Tornillos de Fijación

El aflojamiento de los tornillos es un motivo de preocupación tanto para los profesionales dentales como para los fabricantes, y se describe en la literatura como una complicación frecuente de las prótesis colocadas sobre los implantes. Las tasas reportadas de aflojamiento varían, llegando hasta 12.5%. A medida que aumenta el par de torsión aplicado durante el apriete del tornillo, se genera una mayor precarga entre la base del componente y la plataforma del implante. Está destinado a reducir la probabilidad de aflojamiento del tornillo después de que la prótesis se ponga en uso porque cuanto mayor sea la precarga, mayor será la resistencia al aflojamiento (Goswami et ál, 2013, p.524)

Conscientes del problema de aflojamiento, los fabricantes de diversos sistemas han desarrollado tornillos diseñados para disminuir las tasas de aflojamiento. Sus superficies han sido tratadas para reducir el coeficiente de fricción y aumentar así la precarga. Un ejemplo es el

TorqTite (Nobel Biocare Holding AG, Balsberg, Kloten, Suiza), revestido con carbono tipo diamante (DLC), que actúa como lubricante (Jayashankar, 2015, p.101).

Los estudios publicados que evalúan el par de torsión necesario para extraer los tornillos no consideran la forma de transferencia de las cargas oclusales a las interfaces entre el implante, el pilar y el tornillo en el contexto clínico. En cambio, el par utilizado para la extracción se aplica directamente al tornillo. La mayoría de ellos omite la posibilidad de que el hexágono o cualquier otro dispositivo antirrotatorio pueda limitar la acción de la carga oclusal en el aflojamiento de los tornillos. De hecho, el concepto que atribuye al hexágono la responsabilidad de prevenir el aflojamiento del tornillo entra en conflicto con los resultados clínicos obtenidos hasta el momento (MedicalExpo, 2020, p.3).

El papel del hexágono en la prevención del aflojamiento del tornillo es la controversia. Binon (1996) asume que el hexágono aumenta significativamente la resistencia al aflojamiento del tornillo, y que la reducción de la discrepancia rotacional entre el hexágono del pilar protésico y el hexágono externo del implante hace que la conexión sea más rígida y resistente al aflojamiento. Ese autor cree que una discrepancia de rotación superior a 2 grados en la conexión la hace más inestable cuando se la somete a la carga masticatoria, mientras que Lang, Wang y en mayo (2002) toleran una discrepancia de hasta 5 grados. Por otro lado, Cibirka, et al. (2001) observaron que las discrepancias intencionales entre los hexágonos del implante y el pilar, e incluso la extracción del hexágono del implante, no afectaron significativamente el aflojamiento del tornillo. Por lo tanto, la evaluación de la resistencia al aflojamiento de los tornillos debe ser independiente de la acción controvertida de los dispositivos antirrotatorios (Garate et ál, 2012, p.121).

3. Método

3.1 Tipo de Estudio

Experimental in vitro: se realizó un ensayo analítico, prospectivo, caracterizado por la manipulación del factor de estudio (torque de fijación del implante-pilar) por el investigador. Denominado in vitro ya que fue controlado en un ambiente fuera de un organismo vivo (Wikipedia, 2021, p.1).

3.2 Selección y Descripción de Participantes Población

3.2.1 Muestra

15 implantes de conexión hexagonal interna divididos en tres grupos de 5 implantes, denominados grupo A que corresponden a la casa comercial MIS Implants, grupo B a la casa comercial Microdent y grupo C a la casa comercial ADIN.

3.2.2 Criterios de Inclusión de los Implantes

- Se tomaron en cuenta implantes con conexión hexagonal interna.
- Sistema de retención implante-pilar atornillado.
- Material del implante en titanio.

3.2.3 Criterios de exclusión

- Fractura del implante.
- Fractura del pilar.

3.3 Variables

Torque, casa comercial, aflojamiento; así como se muestra a continuación en la Tabla 1.

Tabla 1. Cuadro de operacionalización de variables.

Variables	Definición Conceptual	Definición Operacional	Naturaleza	Escala de Medición	Valores que Asume
Torque	El torque es la consecuencia de fuerza aplicada sobre un cuerpo que gira sobre su propio eje. Este “momento de torsión” o medida aplica una fuerza que termina siendo expresada en unidades Newtons por centímetro (Ncm) (44).	Se sometieron los pilares de cada grupo, al torque definido por cada casa comercial medido por el taquímetro de manera manual se lleva al par de torque	Cuantitativo	Razón	Nw 30NW
Casa comercial	Compañías comerciales que distribuyen implantes dentales (73)	Se utilizaron los implantes y aditamentos de 3 casas comerciales las cuales son: MIS, MICRODENT, ADIN	Cualitativo	Nominal	A: MIS B: MICRODENT C: ADIN
Aflojamiento– variable dependiente	Pérdida de fuerza, vigor, resistencia y energía, reducción o acorte de tensión de algo. (44)	Se sometieron los aditamentos a cargas laterales, con una maquina cíclica, aplicando fuerzas de compresión a 120 NW con 2.550 repeticiones a cada implante, para analizar el nivel de aflojamiento de los pilares. Cada implante estará sumergido en un cubo de acrílico con mediadas preestablecidas y su respuesta nos indicará SI o NO hay aflojamiento.	Cualitativa	Nominal	Si No

3.4 Procedimiento

En un estudio experimental in vitro, Se utilizaron 15 implantes dentales de conexión hexagonal interna, cada uno con su respectivo sistema de retención implante-pilar atornillado, los cuáles fueron divididos en 3 grupos, numerados del 1 al 5, que para fines de investigación se denominaron A, B, C. Donde el grupo A corresponde a la casa comercial MIS M4 Implante internal hexagonal, diámetro de plataforma 3,75 mm y longitud 11.50mm; el grupo B a la casa comercial MICRODENT Implante Ektos Tapered internal, diámetro de plataforma 3,5mm, longitud 12 mm; el grupo C a la casa comercial ADIN Implante Touareg™ OS plataforma 3,7 mm longitud 11,5mm. Los tornillos de cada grupo se sometieron al torque recomendado por cada casa comercial.

Las principales características dependen de cada casa comercial:

MIS M4 internal hexagonal: Los implantes MIS M4 tienen una conexión hexágono interno, esta conexión bien establecida asegura un asentamiento adecuado del pilar, acoplamiento antirrotación, resistencia a las fuerzas laterales y excelentes resultados estéticos.

El cuerpo del implante y la forma de la rosca están diseñados para una compresión ósea suave mientras se logra la máxima estabilidad inicial y a largo plazo. Presentan un diseño de hilo doble que mejora el procedimiento de colocación mientras es suave con el hueso circundante. La tasa de inserción total de M4 es de 1,6 mm por revolución.

Sus tres canales en espiral en el extremo apical del implante apoyan las propiedades autorroscantes. Los canales también recogen fragmentos óseos durante la inserción, lo que favorece una osteointegración eficaz y una estabilidad a largo plazo. Un ápice de corte plano

permite los ajustes finales durante los procedimientos de colocación. La rugosidad de la superficie y la micromorfología se logra mediante una combinación de chorro de arena y grabado ácido.

El implante se entrega con una montura más el cover, presentando diámetros de 3.30, 3.75, 4.20, 5, 6 mm y longitudes de 8, 10, 11.5, 13 y 16 mm. Se solicitó por separado un pilar recto, hexágono interno (dimensiones 6,3, H=1, C=8 y referencia MW-P0010) de titanio. (Misimplants, 2021, p.1) (Figura 4).

Figura 4. *Implante dental Mis.*



Microdent Ektos Implant: Pilar multifunción incorporado que permite realizar una toma de impresiones a nivel del propio pilar y puede utilizarse como pilar definitivo dependiendo del tipo de tratamiento.

La rosca externa de doble entrada permite acortar el número de vueltas para la inserción del implante. La mejora de las estrías cortantes (helicoidales) del implante reducen la fricción.

La punta más redondeada minimiza las posibles lesiones en las estructuras sensibles y la precisión de ajuste de la plataforma de conexión hexagonal interna impide cualquier micro-movimiento de los aditamentos protésicos.

El Implante Ektos se suministra acompañado del pilar multifunción, que se caracteriza por presentar una múltiple funcionalidad: transportador, transferidor y pilar provisional. (Microdent system, 2021, p.1) (Figura 5).

Figura 5. *Implante dental Microdent.*



ADIN Implante Touareg™ OS: Los Touareg™ OS son implantes de cuerpo cónico muy autoroscentes que condensan el hueso durante su instalación para ofrecer una incomparable estabilidad primaria. Poseen dos espiras de geometría progresiva que favorecen la precisión en la instalación, el auto-roscado, una estética mejorada y una óptima distribución de las cargas. El diseño especial de su ápice con forma redondeada proyecta el injerto y los tejidos como lo haría un osteotómo, facilitando procedimientos de elevación de seno transalveolar. Los implantes cuentan con el tratamiento de superficie SLA™* estándar – AB/AE de Adin – arenado con alúmina y grabado ácido (Alumina Blasted / Acid Etched). Se solicitó un pilar de titanio de 8 mm RS (referencia RS3908) (ADIN Implante, 2021, p.2) (Figura 6).

Figura 6. *Implante dental Adin.*



La distribución de los grupos del estudio se muestra en la Tabla. Los torques y contratorques se midieron empleando un motor Implantmed de la marca W&H, el cual posee un potente torque de 5,5 Ncm, un amplio rango de revoluciones que van desde las 300 al 4000 rpm, limitación exacta del torque de 5 a 70 Ncm. Se ajustó la llave de transferencia de cada casa comercial, para aplicación de torque sobre el motor, se aplicó una primera precarga de 35 Ncm como indica cada marca. (Tabla 2).

Tabla 2. *Distribución del tamaño muestral de los grupos de estudio.*

Implantes	Tornillos	Torque Recomendado
Grupo A Casa comercial MIS M4 internal hexagonal diámetro de plataforma 3,75 mm y longitud 11.50mm	n1, n2, n3, n4, n5	35Ncm
Grupo B Casa comercial MICRODENT Ektos Implante Tapered internal, diámetro de plataforma 3,5 mm, longitud 12 mm	n1, n2, n3, n4, n5	35Ncm
Grupo C Casa comercial ADIN Implante Touareg™ OS plataforma 3,7 mm longitud 11mm.	n1, n2, n3, n4, n5	35Ncm

3.4.1 Preparación de las Muestras para el Ensayo

Los materiales que se emplearon y la metodología seguida, se describen en las siguientes líneas. Según la norma ISO 14801, a pesar de simular la carga funcional del cuerpo de un implante y de sus componentes protésicos bajo las condiciones más desfavorables, los resultados de los estudios in vitro no son extrapolables para la predicción del comportamiento in vivo del complejo implanto-protésico.

Los implantes se insertaron con una inclinación de 15° respecto al eje vertical, en un zócalo cilíndrico de 19 mm de alto y 11 mm de diámetro relleno de resina acrílica cuyo módulo de elasticidad de 12 Gpa es muy próximo a los 18 Gpa del hueso humano.

Para que la angulación fuera correcta se utilizó un paralelizador protésico, que se calibro inclinando la plataforma de manera que, al introducir el implante en la resina sin polimerizar, se consiguiera la misma angulación de 15° en cada una de las muestras. (Figura 7).

Figura 7. *Cubos sobre paralelómetro.*



Una vez polimerizada la resina, se atornillo cada pilar a su implante con el torque correspondiente, en este caso 35 Nw, se tomaron radiografías periapicales a cada una de las muestras, quedando así listas para recibir la carga. (Figura 8 y 9).

Figura 8. *Proceso de carga***Figura 9.** *Implantes dentales*

Para simular el comportamiento del aflojamiento de los implantes dentales debido a los ciclos de masticación se ha utilizado una máquina cíclica construida teniendo en cuenta las indicaciones de la norma ISO 14801. Se indujo una fuerza de flexión compresión a 120 newton con 2550 repeticiones a cada implante (15 implantes en total), esta fuerza fue ejercida por un cilindro neumático que lleva en su extremo inferior un eje de 1.6 milímetros de diámetro que es el elemento que toca el implante y transmite la fuerza; la duración total de las 2550 repeticiones a cada implante es de 180 minutos es decir cada ciclo de fuerza tomo 4,235 segundos para un total de 45 horas por los 15 implantes (Figura 10).

Figura 10. *Máquina cíclica.*

Al momento de llegar las pruebas se tomaron radiografías para comparar con las tomadas antes de recibir carga las muestras.

Posterior a ese paso se aplicó el contratorque por cada grupo utilizando su llave de torque ajustada al motor Implantmed de la marca W&H, con los cubos posicionados en una prensa de mesa para evitar movimientos de las muestras durante la aplicación del torque. (Figura 11).

Figura 11. *Aplicación de contratorque.*

3.4.2. Fotografía Inicial de los Componentes del Complejo Implanto-Protésico

Inicialmente, se tomó una fotografía de los elementos de la implanto-prótesis por separado (implante colocado en la resina, pilar y tornillo) para tener constancia del estado basal de los

mismos. Se utilizó una cámara fotográfica (Canon® Eos Rebel T6) mediante la que se fotografiaran la zona de conexión en todos los implantes y pilares y la cabeza y las espiras de los tornillos desde todas las vistas posibles.

3.4.3 Análisis de Datos

Se realizó la descripción de los datos correspondiente a aflojamiento de implantes sometidos a compresión recíproca lateral, mediante la presentación de la frecuencia de aflojamiento para los contratorques de 25, 30, 35 y 40 Nw.

3.4.4 Implicaciones Bioéticas

Teniendo en cuenta la Resolución 8430 de 1993 en su artículo 11, esta investigación se catalogó sin riesgo ya que se registraron datos de la simulación del procedimiento a realizar para la colocación y ajuste de un implante dental en pruebas in vitro, el cual no presenta ningún riesgo ni daño para la salud, de los investigadores, tampoco presenta ningún riesgo para la salud la manipulación de los equipos que se usaran en el estudio.

También se tuvo en cuenta el decreto 1266 del 2008 el cual nos habla de la protección de datos. En este estudio, se le solicitó información a las casas comerciales para conocer el torque que manejan con los implantes y las características del implante, con el compromiso que los resultados obtenidos en cuanto al aflojamiento de implante-pilar sean veraces.

Según la norma ISO 14801 12, a pesar de simular la carga funcional del cuerpo de un implante y de sus componentes protésicos bajo las condiciones más desfavorables, los resultados de los estudios in vitro no son extrapolables para la predicción del comportamiento in vivo del complejo implanto-protésico.

4. Resultados

Tabla 2. Resultados.

Casa comercial	Precarga	Contratorque	Resultado
Mis	Positivo	40Nw	Aflojamiento
		40 Nw	Aflojamiento
		35 Nw	Aflojamiento
		30 Nw	No aflojamiento
		25 Nw	No aflojamiento
Microdent	Negativo	40Nw	Aflojamiento
		40 Nw	Aflojamiento
		35 Nw	Aflojamiento
		30 Nw	No aflojamiento
		25 Nw	No aflojamiento
Adin	Negativo	40Nw	Aflojamiento
		40 Nw	Aflojamiento
		35 Nw	Aflojamiento
		30 Nw	No aflojamiento
		25 Nw	No aflojamiento

Se evaluaron 15 implantes en total y se aplicó el contratorque para medir el aflojamiento con diferentes fuerzas en cada grupo, en el siguiente orden 25Nw, 30Nw, 35Nw y 2 de 40 Nw. Como se observa en la Tabla 3, se obtuvieron resultados de aflojamiento similares entre las tres casas comerciales, con un porcentaje de implantes con aflojamiento del 60% (n=3). De igual forma, los resultados respecto al aflojamiento del tornillo de fijación se dieron en todas las casas comerciales a un torque de 35Nw y 40 Nw. Es decir, ningún implante con contratorque aplicado menor de 35 Nw presentó aflojamiento.

5. Discusión

Los sistemas de implantes dentales con sus diversos componentes quirúrgicos (implantes) y protésicos (pilares y tornillos de conexión) deben estar diseñados y fabricados para asegurar su

éxito en el medio oral y además soportar las cargas masticatorias durante un largo periodo de tiempo, lo que implica la necesidad de que los sistemas de implantes dentales estén elaborados de materiales con una resistencia adecuada que garantice su longevidad más de 20 años. (Haider et ál, 2020, p.36)

En este estudio donde evaluamos implantes de conexión hexagonal interna, aplicando torque recomendado por cada casa comercial, se reportó un resultado exitoso a la resistencia de cargas cíclicas con una inclinación de 15°. Se indujo una fuerza de flexión compresión a 120 newton con 2550 repeticiones a cada implante (15 implantes en total), con una duración total de 180 minutos para cada muestra, es decir cada ciclo de fuerza tomo 4,235 segundos para un total de 45 horas. Estudios reportan que para fuerzas laterales a 45°, con un componente de compresión-flexión, que son el tipo de aplicación de carga más representativa de la exigencia que se presenta durante la masticación, los valores de resistencia de los sistemas con aplicación de torque de 30 y 35Nw fueron superiores a los encontrados en la literatura, aun teniendo en cuenta los amplios coeficientes de variación (Boggan et ál, 1999, p.436).

En la práctica clínica, las restauraciones sobre implantes tienen que soportar continuamente fuerzas que tienden a separar la unión. Estas fuerzas son contactos por movimientos laterales, contactos céntricos descentrados del eje, contactos interproximales, contactos en voladizo y estructuras no pasivas (Wie, 1995, p.47).

Los problemas técnicos relacionados con los componentes del implante incluyen fracturas del tornillo protésico. El reporte de estas complicaciones ha aumentado y la razón primaria se ha atribuido al aflojamiento no detectado del tornillo, que puede ser debido a bruxismo, sobrecarga o mal diseño protésico. Durante seguimientos de rutina se encontró aflojamiento de tornillos en el 25% de los pacientes (Brunski et ál, 2000, p.15). Diversos estudios clínicos reportan como un

problema frecuente el aflojamiento del pilar protésico en dientes únicos, especialmente en molares, debido a que presentan una mayor susceptibilidad a sobrecargas y estrés en la unión implante aditamento protésico (Wie, 1995, p.47).

Datos experimentales sobre fuerza de mordida en humanos muestran que las fuerzas axiales durante la masticación pueden estar en el intervalo de 77 a 2.400 N. Los componentes de fuerza lateral son menores a 100 N. "Uno puede seleccionar un valor promedio de 250 N como valor típico para el componente axial, pero con el entendimiento que cualquier paciente puede ejercer significativamente más o menos fuerza" (Khraisat et ál, 2004, p.326). El promedio de fuerza masticatoria es reportado entre 450 N y 550 N en pacientes completamente dentados en zona de premolares. Una disminución de la fuerza oclusal a niveles de 200 a 300 N fue registrada para pacientes con prótesis fijas y removibles implanto soportadas (Mericske-Stern et ál, 1995, p.345) (Engquist et ál, 2002, p.30).

Al observar los datos obtenidos en las pruebas confirmamos la teoría y las recomendaciones establecidas en la aplicación del torque de cada casa comercial. En la conexión interna, 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 (Binon, 2000, p.76).

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 8o y Astra Tech ST con una conexión interna de 11o), 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 (Khraisat et ál, 2004, p.326). Dentro de las situaciones de riesgo se dice que la conexión interna, en combinación con un plan de

tratamiento inadecuado y sobrecarga, puede llevar a la fractura de la pared del implante (Esposito et ál, 2007, p.4).

En una revisión sistemática de la literatura, trabajando con la hipótesis nula de que no hay diferencia en el comportamiento clínico entre varios tipos de implantes dentales oseointegrados con forma radicular, se hizo una búsqueda de todos los estudios controlados que compararan implantes oseointegrados con diferentes materiales, formas, conexiones protésicas y características superficiales, con un seguimiento de 1 a 3 años. Los resultados mostraron, en diez estudios analizados, 428 pacientes y 9 tipos diferentes de implantes, que no se encontraron diferencias estadísticamente significativas para fracasos, cambios en el nivel óseo marginal y periimplantitis. Como conclusión se definió que no había evidencia que alguno de los sistemas de implantes evaluado fuera superior a otro (Esposito et ál, 2007, p.4).

Aunque se han descrito ventajas y desventajas mecánicas, clínicas y microbiológicas, entre otras, para sistemas de conexión interna, las influencias biomecánicas reales alrededor de los implantes todavía están por ser examinadas en detalle. Se sugiere que los nuevos diseños deberían ser desarrollados usando métodos científicos que incluyan evaluación clínica y que no estén basados simplemente en especulación y una opinión profesional.

Por último, Se recomienda mejorar la estabilidad de la unión del tornillo centrando los contactos oclusales, reduciendo la inclinación cuspídea, aumentando el diámetro en el tornillo del pilar, estrechando la amplitud bucolingual de la restauración y reduciendo la colocación de prótesis con extremos libres. Sin embargo, no hay reportes de la estabilidad de la unión del tornillo del sistema de hexágono externo bajo cargas cíclicas laterales (Khraisat et ál, 2004, p.326).

6. Conclusiones

Los torques y contratorques aplicados a los implantes durante las pruebas confirmaron el no aflojamiento de los tornillos de fijación siguiendo las recomendaciones de aplicación de torque establecidas de cada casa comercial.

El aflojamiento arrojó resultados similares entre cada casa comercial.

Los estudios de carga cíclica representan un método contrastado y aceptado internacionalmente para analizar la respuesta biomecánica de los diversos componentes de los sistemas de implantes dentales.

Referencias

- ADIN Implante Touareg™ OS. (2020). *Adin dental implant solutions*. Recuperado el 5 de marzo de 2021. https://www.adin-implants.com/product/touareg_s-os/
- Al Jabbari, Y., Fournelle, R., Ziebert, G., Toth, J., Iacopino, A. (2008). *Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo*. Part 1: Characterization of adhesive wear and structure of retaining screws. *J Prostodont*, 17(3), 168–80. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2007.00265.x>
- Aloise J.P., Curcio, R., Laporta, M.Z., Rossi, L., Da Silva Alvares, A.M., Rapoport, A. (2010). *Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants in vitro*. *Clin Oral Implants Res*, 21(3), 328–35. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01837.x>
- Arismendi Echavarría, J.A., Giraldo D.H., Loaiza Valderrama, A. (2016). *Evaluación mecánica de la conexión externa e interna en implantes de titanio*. *Avances en Periodoncia*, 28(2), 46–50
- Assunção, W.G., Delben, J.A., Tabata, L.F., Barão, V.A.R., Gomes, É.A., Garcia, I.R. (2012). *Preload Evaluation of Different Screws in External Hexagon Joint*. *Implant Dent*, 21(1), 46–50
- Barbosa, G.S., da Silva-Neto, J.P., Simamoto-Júnior, P.C., das Neves, F.D., Mattos M da, G.C., Ribeiro, R.F. (2011). *Evaluation of screw loosening on new abutment screws and after successive tightening*. *Braz Dent J*; 22(1):51-5. DOI: <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-10-00144>

- Bidez, M. W. (2002). *Transmisión de fuerzas en implantes odontológicos*. Journal Oral Implant, (18):264-274
- Binon, P. P. (2000). *Implants and components: Entering the new millennium*. Implantes maxillofacial Oral Int J, 15(1), 76-94
- Biohorizons. (s.f.). *Tapered internal plus implant system*. Biohorizons. Recuperado el 14 de octubre de 2020. <https://www.biohorizons.com/Products/TaperedPlus>
- Boggan R.S., Strong J.T., Misch C.E and arren M. (1999). *Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants*. J Prosthet Dent, 82(4), 436-40. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(99\)70030-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(99)70030-2)
- Branemark, P.I. (1983). *Osseointegration and its experimental background*. J. Prosthet Dent, 50 (3): 399-410. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(83\)80101-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(83)80101-2)
- Brunski, J.B., Puleo, D.A., Nanci, A. (2000). *Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments*. Int J Oral Maxillofac Implants, 15(1), 15-46.
- Bulaqi, H.A., Mousavi Mashhadi, M., Safari, H., Samandari, M.M., Geramipناه, F. (2015). *Dynamic nature of abutment screw retightening: finite element study of the effect of retightening on the settling effect*. J Prosthet Dent, 113(5), 412-9. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.09.017>
- Burguete, R., Johns, R., King, T. (1994). *Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants*. J Prosthet Dent, 71(6), 592–599. DOI: [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(94\)90443-X](https://doi.org/10.1016/0022-3913(94)90443-X)
- Butignon, L.E, Basilio M, de A., Pereira R de, P., Filho, J.N.A. (2013). *Influence of Three Types of Abutments on Preload Values before and After Cyclic Loading with Structural Analysis*

- by Scanning Electron Microscopy*. Int J Oral Maxillofac Implants. 28(3), 161–70. DOI: 10.11607 / jomi.2481
- Cantwell, A., Hobkirk, J.A. (2004). *Pérdida de precarga en tornillos de retención de prótesis de oro en función del tiempo*. Implantes Maxillofac Oral Int J, 19 (1),124-32
- Casanova, F. (2011). *Inventos: El Tornillo*. Hdnh.es. Recuperado el 14 de octubre de 2020. <https://hdnh.es/inventos-el-tornillo/>
- Chee, W., Felton, D.A, Johnson, P.F, Sullivan, D.Y. (1999). *Prótesis de implante cementadas versus atornilladas: ¿Qué es mejor?* Int J Oral Maxillofac Implants, 14(1): 137-41
- Da Silva-Neto, J.P., De Arruda Nóbilo, M.A., Amante Penatti, M.P., Simamoto-Júnior P.C., Domingues das Neves, F. (2012). *Influence of Methodologic Aspects on the Results of ImplantAbutment Interface Microleakage Tests: A Critical Review of In Vitro Studies*. Int J Oral Maxillofac Implants, 27(4), 793–800.
- Davies, J. (2003). *Understanding peri-implant endosseous healing*. Journal of dental education, 67 (8), 932-949.
- Del Río, J. y cols. (2003). *Planificación en implanto-prótesis*. Revista internacional de Prótesis Estomatológica, 5(4): 293-303
- Dellings, M.A., Tebrock O.C. (1993). *Una medida de los valores de par obtenidos con los controladores de mano en un entorno clínico simulado*. J Prosthodont, 2(4):212-4. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.1993.tb00411.x>
- Salvin. (s.f.). *Destornillador de torque variable de ángulo recto Acces torq de Salvin*. Recuperado el 19 de octubre de 2020. <https://www.salvin.com/Salvin-AccessTorq-Right-Angle-Variable-Torque-Driver-pluACCESSTORQ.html>

- MedicalExpo. (s.f.). *Destornillador inalabrico para protesis*. Bredent M. CPS Cordless Prosthodontic Screwdriver. Recuperado el 1 de enero de 2021. <https://pdf.medicaexpo.com/pdf/bredent-medical-gmbh-co-kg/cps-cordless-prosthodontic-screwdriver/71642-134259.html>
- Gil, F. Javier., Padrós, Alejandro., Pedemonte, Enric., Rico, Max., Giner, Luis. (2003). *Mejora de retención de los tornillos y casquillos de fijación de implantes dentales mediante recubrimiento de oro*. Estudios mecánicos, estáticos y a fatiga. Rev. Esp. Odontoestomatológica de Implantes, 11(2):72-78
- Engquist, B., Åstrand, P., Dahlgren, S., Engquist, E., Feldmann, H., Gröndahl, K. (2002). *Marginal bone reaction to oral implants: a prospective comparative study of Astra Tech and Branemark System implants*. Clin Oral Implants, 13(2), 30-7
- Esposito, M., Worthington, H.V., Thomsen, P., Coulthard, P. (2007). *Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants*. Cochrane Database Syst Rev, (4)
- Esquivel-Upshaw, J. (2004). *Implantes dentales en: ciencia de los materiales dentales*. Elsevier, 11th ed, p.759
- Wikipedia. (2020). *Estudio experimental*. Wikipedia. Recuperado el 1 de enero de 2021. https://es.wikipedia.org/wiki/Estudio_experimental
- Garate Arias, A., Cahuana Vásquez, V., Chang Suarez, C. (2012). *Condiciones favorables para el desempeño de prótesis sobre implantes utilizando conexiones externas*. Rev Estomatol Herediana, 22(2),121-128.
- Goswami, M., Kumar, M., Vats, A., et al. More, S. (2013). *Evaluation of dental implant insertion torque using a manual ratchet*. Medical Journal Armed Forces India, 114(4), 524-8. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.11.017>

- Gross, M., Kozak, D., Laufer, B.Z., Weiss, E. (1999). *Manual closing torque in five implant abutment system: an in vitro comparative study*. J. Prosth. Dent, 85(5), 574-578. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(99\)70212-X](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(99)70212-X)
- Guda, T., Ross, T.A., Lang, L.A., Millwater, H.R. (2008). *Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex*. J Prosthet Dent, 100(3), 183–93. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60177-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60177-8)
- Haack, J., Sakaguchi, R., Sun, T. (1995). *Elongation and preload stress in dental implant abutment screws*. Int J Oral Maxillofac Implants, 10(5), 529–536.
- Haider Wehbe, A., Matos Garrido, N., Ayllón Guerola, J.M., Moreno Muñoz, M., Nuñez Marquez, E., Velasco Ortega, E. (2020). *The effect of the cyclic fatigue in dental implant abutment*. Avances en odontoestomatología, 36(2)
- Misimplants. (2020). *implante Mis M4*. Mis México. Recuperado el 5 de marzo de 2021. <https://misimplants.com.mx/especialistas/implantes/mis-implants-m4/>
- Jayashankar, Chowdhary. (2015). *Comparative evaluation of spring-loaded torque wrench with that of friction loaded –An in vitro study in animal bone*. Journal of Dental Implants, 101-105.
- Junqueira, M.C., Ribeiro, R.F., Faria, A.C.L., Macedo, A.P., Almeida, R.P. (2013). *Screw loosening of different UCLA-type abutments after mechanical cycling*. Braz J Oral Sci, 12(3), 228– 32. DOI: <http://dx.doi.org/10.1590/S1677-32252013000300014>
- Khraisat, A., Hashimoto, A., Nomura, S., Miyakawa, O. (2004). *Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system*. J Prosthet Dent, 91(4), 326-34

- Koutouzis, T., Mesia, R., Calderon, N., Wong, F., Wallet, S. (2014). *The Effect of Dynamic Loading on Bacterial Colonization of the Dental Implant Fixture–Abutment Interface: An In Vitro Study*. J Oral Implantol, 40(4), 432–7
- Lang, L.A., Kang, B., Wang, R.F., Lang, B.R. (2003). *Finite element analysis to determine implant preload*. J Prosthet Dent, 90(6), 539–46. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2003.09.012>
- Lewis, M.B., Klineberg, I. (2011). *Consideraciones prostodóncicas diseñadas para optimizar los resultados para implantes de un solo diente. Una revisión de la literatura*. AustDent J, 56(2), 181-92
- L'Homme-Langlois, E., Yilmaz, B., Chien H-H, McGlumphy, E. (2014). *Accuracy of Mechanical Torque-Limiting Devices for Dental Implants*. J Prosthet Dent, 114(4), 524-8. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.11.017>
- Debitoor. (2020). *Marca comercial*. Debitoor. Recuperado el 1 de enero de 2021. <https://debitoor.es/glosario/marca-comercial>
- McGlumphy, E.A., Effers, C.L., Mendel, D.A. (1992). *Implant screw mechanics*. J Dent Res, 71:114
- McGlumphy, E.A., Mendel, D.A., Holloway, J.A. (1998). *Implant screw mechanics*. Dent Clin North Am, 42(1), 71-89
- Meltzer, A., Testori, T., Baumgarten, H., Trisi, P. (2010). *Necrosis por sobrecompresión y osteointegración*. Magazine Dental Biomet 3i Clinical Research. Red dental.com <https://www.red-dental.com/OT013401.HTM>

- Mericske-Stern, R., Assal, P., Mericske, E., Bürgin, W. (1995). *Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 10(3), 345-54
- Tomaghelli, Emanuel Ricardo. (2013). *Estudio comparativo in vitro del aflojamiento de tornillos de fijación en pilares de prótesis implanto asistida*. [Trabajo de grado, Doctor en odontología]. Universidad Nacional de La Plata. Repositorio institucional de la universidad de la plata – UNLP. <http://sedici.unlp.edu.ar/handle/10915/30155>
- Microdent, Ektos. (2020). *Microdent system*. Recuperado el 5 de marzo de 2021. <https://microdentsystem.com/sites/default/files/ManualMicrodentEktosESENSEp16web.pdf>
- Misch, C.E. (2006). *Principios de las prótesis atornilladas*. En: *Prótesis Dental sobre Implantes*. (Edición en español). Elsevier. pp.123-150
- Misch, C.E. (2009). *Teorema del tratamiento del estrés en implantología*. En: *Implantología contemporánea*. 3era Edición. Elsevier. pp. 68-91
- Mish, C.E. (2006). *Prótesis dental sobre implantes*. 2a. ed., Elsevier. pp. 68-91
- Moreno Benavides, Ana Lucia. (2017). *Ajuste de tornillos de fijación, posterior a torque precarga entre pilar e implante dental*. [Trabajo de grado, Odontología]. Universidad Central de Ecuador Repositorio Institucional universidad central de ecuador – UCE. <http://www.dspace.uce.edu.ec/handle/25000/11135?mode=full>
- Murmura, G., Di Iorio, D., Cicchetti, A.R., Sinjari, B., Caputi, S. (2013). *In Vitro Analysis of Resistance to Cyclic Load and Preload Distribution of Two Implant/Abutment Screwed Connections*. J Oral Implantol, 39(3), 293–301

Neugebauer, J., Pertermoller, S., Scheer, M., Happe, A., Faber, F.J., Zoeller, J.E. (2015).

Comparison of desing and torque measurements of various manial wrenches. Int Oral Maxxilofac Implants, 30 (3), 526-533. DOI: 10.11607 / jomi.3733

Pardal Peláez, B. (2016). *Pérdida de torque de los tornillos de fijación del pilar en implantes*

sometidos a cargas cíclicas. [Trabajo de grado, Odontología]. Universidad De Salamanca. Repositorio Facultad de Medicina y Odontología Departamento de Cirugía Universidad de Salamanca. <http://hdl.handle.net/10366/132717>

Pedrola, F. (2008). *Implantología oral: alternativas para una prótesis exitosa.* Amolca. 1 ed., pp. 51-64, 153-66

Perriard, J., Wiskott, W.A., Mellal, A., Scherrer, S.S., Botsis, J., Belser, U.C. (2002). *Fatigue*

resistance of ITI implant-abutment connectors - a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. Clin Oral Implants, 13(5), 542-9. DOI: <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2002.130515.x>

Branemark, P.I., Adel, R., Breine, U., Hansson, B.O., Lindstrom, J., Ohlsson, A. (1969). *Intra-*

osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scandinavian Journal of Plastics and Reconstructive Surgery, 3, 81–100. DOI: <https://doi.org/10.3109/02844316909036699>

Piermatti, J., Yousef, H., Luke, A., Mahevich, R., Weiner, S. (2006). *An In Vitro Analysis of*

Implant Screw Torque Loss With External Hex and Internal Connection Implant Systems. Implant Dent, 15(4), 427–35. DOI: 10.1097 / 01.id.0000245440.09464.48

Pjetursson, B.E., Lang, N.P. (2008). *Planificación del tratamiento protésico sobre la base de*

evidencia científica. J Oral Rehabil, 35 (1), 72-9. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2007.01824.x>

- Consejo de dentistas. (2020). *Protocolos clínicos aceptados: Utilización de sustitutos óseos e injertos*. Recuperado el 15 de enero de 2020. http://www.coeg.eu/wp-content/uploads/2016/05/32_Protocolo_utilizacion_de_injertos_01.pdf
- Raico Gallardo, Y.N., Hidalgo López, I., Díaz Saravia, A. (2011). *Diferentes sistemas de pilares protésicos sobre implantes*. Rev Estomatol Herediana, 21(3),159-165
- Rajatihaghi, H., Ghanbarzadeh, J., Daneshsani, N., Sahebalam, R., Nakhaee, M. (2013). *The Accuracy of Various Torque Wrenches Used in Dental Implant Systems*. Journal of Dental Materials and Techniques, 2(2), 38- 44.
- Ratner, B.D., Hoffman, A., Shoen, F.J., Lemons, J.E. (1996). *Biomaterial Science. An Introduction to Materials in Medicine*. Academic Press, 2a. Ed. pp. 215-242
- Rismanchian, M., Hatami, M., Badrian, H., Khalighinejad, N., Goroohi, H. (2012). *Evaluation of Microgap Size and Microbial Leakage in the Connection Area of 4 Abutments With Straumann (ITI) Implant*. J Oral Implantol, 38(6), 677–85. DOI: <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-11-00167>
- Sartori, I.M., Bernardes, S.R., Molinari, A., Hermann, C., Thomé, G. (2011). *Implantes cono Morse con sistema de indexación interno. Descripción del caso clínico*. Revista clínica de periodoncia, implantología y rehabilitación oral, 4(2), 69-73,
- Sensagent Corporation. (2013). Enciclopedia en línea, red semántica, diccionarios, definiciones y más. Recuperado el 15 de enero de 2020. <http://diccionario.sensagent.com/Tornillo/es-es/>
- Siamos, G., Winkler, S., Boberick, K.G. (2002). *The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses*. J Oral Implantol, 28(2), 67–73. DOI: [https://doi.org/10.1563/1548-1336\(2002\)028<0067:TRBIPA>2.3.CO;2](https://doi.org/10.1563/1548-1336(2002)028<0067:TRBIPA>2.3.CO;2)

- Taylor, T.D., Agar, J.R., Vogiatzi, T. (2000). *Implant prosthodontics: current perspective and future directions*. Int J Oral Maxillofac Implants, 15(1), 66-75
- Tomaghelli, E. (2013). *Estudio comparativo in vitro del aflojamiento de tornillos de fijación en pilares de prótesis implanto asistida* [Trabajo de grado, odontología]. Universidad Nacional de La Plata. Repositorio institucional Universidad nacional de la plata – UNLP. <http://sedici.unlp.edu.ar/handle/10915/30155>
- Tornillos De Potencia. (s.f.). *Ingeniería Mecánica*. Recuperado el 10 de septiembre de 2020. <https://ingemecanica.com/tutorialsemanal/tutorialn131.html>
- Toyoshima, T., Wagner, W., Klein, Omar., Stender, M., Wieland, E., Al-Nawas, M.B. (2011). *Primary stability of a hybrid self-taping implant compared to a cylindrical non-self-taping implant with respect to drilling protocols in an ex vivo model*. Clin Implant Dent Related Research 13(1), 71-78. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2009.00185.x>
- Unión Entre Piezas (s.f.). *Wordpress*. Recuperado el 10 de septiembre de 2020. <https://iesvillalbahervastecnologia.files.wordpress.com/2009/03/union-entre-piezas-desmontables.pdf>
- Vanegas, J.C., Landinez, N., Garzón-Alvarado, D.A. (2009). *Generalidades de la interfase hueso-implante*. Rev cubana Invest Bioméd, 28(3)
- Velasco, E., Pato, J., Segura, J.J., Medel, R., Poyato, M., Lorrio, J.M. (2009). *La investigación experimental y la experiencia clínica de las superficies de los implantes dentales (I)*. DENTUM, 9(1), 36–42.
- Wie, H. (1995). *Registration of localization, occlusion and occluding materials for failing screw joints in the Branemark implant system*. Clin Oral Implants, 6(1) 47-53.

- Winkler, S., Ring, K., Ring, J.D., Boberick, K.G. (2003). *Implant screw mechanics and the settling effect: an overview*. J Oral Implantol, 29(5):242–5. DOI: [https://doi.org/10.1563/1548-1336\(2003\)029<0242:ISMATS>2.3.CO;2](https://doi.org/10.1563/1548-1336(2003)029<0242:ISMATS>2.3.CO;2)
- Xia, D., Lin, H., Yuan, S., Bai, W., Zheng, G. (2014). *Dynamic fatigue performance of implant-abutment assemblies with different tightening torque values*. Biomed Mater Eng, 24(6) 2143–9. DOI: 10.3233 / BME-141025.
- Zipprich, H., Weigl, P., Lange, B., Lauer, H.C. (2007). *Micromovements at the Implant-Abutment Interface: Measurement, Causes, and Consequences*. Implantologie, 15(1), 31–46.
- Zipprich, H. (2016, 2 de enero). *Micromovement on Implant-Abutment interfaces Part 1* [Video]. Recuperado el 10 de septiembre de 2020. YouTube. <https://www.youtube.com/watch?v=AhsjiYjmTLE>.