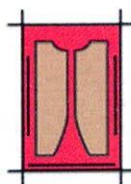


INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

COLEGIO ODONTOLÓGICO

ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA

POSTGRADO DE PROSTODONCIA



unicoc

Institución Universitaria Colegios de Colombia

**FACTORES QUE INFLUYEN EN EL DESEMPEÑO DEL TORNILLO PASANTE
EN RESTAURACIONES IMPLANTOSOPORTADAS. REVISIÓN NARRATIVA**

AUTORES

ANGIE PAOLA SALINAS JHON

LILIANA IVONNE VILLAMIL GAITÁN

INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

COLEGIO ODONTOLÓGICO

ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA

POSTGRADO DE PROSTODONCIA

BOGOTÁ D.C. JULIO 2021

**FACTORES QUE INFLUYEN EN EL DESEMPEÑO DEL TORNILLO PASANTE
EN RESTAURACIONES IMPLANTOSOPORTADAS. REVISIÓN NARRATIVA**

AUTORES

ANGIE PAOLA SALINAS JHON
LILIANA IVONNE VILLAMIL GAITÁN

Asesor Científico

DRA. ELIANA IBARRA
Especialista en prostodoncia

**INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA
BOGOTA D.C. JULIO 2021**

DEDICATORIA

Dedicamos este trabajo a Dios, dador de vida y fuerzas para poder continuar con todo este proceso educativo. De igual manera a nuestros padres, hermanos, esposo, hijos, amigos que en algún momento de esta batalla estuvieron presentes aportando un granito de arena para lograr nuestros objetivos.

AGRADECIMIENTOS

Nuestro agradecimiento para la universidad que nos abrió las puertas, a nuestros docentes y formadores, que con sus conocimientos y sabiduría nos ayudaron a culminar con éxito este proyecto de ser unas grandes especialistas. A nuestros directores de tesis, por su motivación, orientación y lineamientos para llevar a cabo este trabajo. A nuestros padres, hermanos, esposo, amigos que con sus esfuerzos, compañía, apoyo y sacrificio, nos proporcionaron todo lo necesario para culminar este sueño que ahora es una realidad.

TABLA DE CONTENIDO

	PÁGINAS
INTRODUCCIÓN	12
1. ASPECTOS TEÓRICO – CIENTÍFICOS	14
1.1 Planteamiento del problema.....	14
1.2 Justificación.....	15
1.3 Marco teórico.....	16
1.4 Objetivos generales y específicos.....	38
2. ASPECTOS METODOLOGICOS	38
2.1 Criterios de selección.....	38
2.1.1 Criterios de inclusión.....	38
2.2 Materiales y métodos.....	39
3. RESULTADOS	45
4. DISCUSION	64
4.1 Describir los diferentes tipos de tornillo con sus características físicas, morfológicas y mecánicas.....	64
4.2 Identificar el tipo de falla más frecuente de los tornillos pasantes.....	68
4.3 Proponer una lista de recomendaciones para minimizar el riesgo de falla del tornillo pasante.....	73
5. CONCLUSIONES	76
6. RECOMENDACIONES	77
7. REFERENCIAS	78

INTRODUCCIÓN

Los implantes dentales son dispositivos fabricados en titanio, de forma cónica que se insertan en el hueso alveolar de los maxilares, para reemplazar dientes perdidos por medio de la osteointegración. El pilar, es un aditamento protésico conectado al implante, que sobresale a través de la mucosa hacia la cavidad oral para la retención o soporte de una corona, una prótesis parcial fija o una sobre dentadura. El método de unión de la prótesis al implante puede ser mediante el empleo de cemento dental (prótesis cementada) o mediante el uso exclusivo de un tornillo de fijación (prótesis atornillada). El componente que asegura el pilar al implante se denomina tornillo pasante ^{1,2}.

El tornillo pasante es una pieza cilíndrica de metal o aleación metálica cuya superficie tiene unas roscas en espiral de separación constante; compuesto por tres partes: cabeza que permite el movimiento giratorio, cuello del tornillo y un cuerpo o vástago en donde se encuentra la parte roscada. ^{3,4}

El éxito a largo plazo de las restauraciones implantoportadas ha sido ampliamente documentada (Jung, Zembic, Pjetursson, Zwahlen, Thoma, 2012; Pjetursson, Thoma, Jung, Zwahlen, Zembic, 2012; Sailer et al. 2009). La estabilidad de la conexión entre el implante y la estructura protésica es un factor decisivo en el éxito del tratamiento a largo plazo; conceptos como precarga y torque son fundamentales

en el entendimiento de la biomecánica del tornillo. La precarga es la fuerza axial transferida al cuello del tornillo, que se encuentra entre la primera rosca de acoplamiento y la cabeza del tornillo pasante; medida en voltios (V) transferibles posteriormente a newton (Ncm). El torque es esa fuerza de rotación que recibe el tornillo pasante y se mide en newton-centímetros (Ncm).⁵

Se han descrito varias complicaciones; Sailer 2012 describió el desajuste entre estas dos piezas (pilar e implante) puede generar fallas mecánicas, técnicas y biológicas. Baldasarri 2012.^{1,6,7} Una falta de precarga, una posición inadecuada del implante, discrepancias en el ajuste y la precisión de la supraestructura y fuerzas oclusales excesivas son algunas de las causas del aflojamiento del tornillo pasante.^{1,2,7,9} El objetivo de esta revisión narrativa es determinar los factores que influyen en el desempeño del tornillo pasante en restauraciones implantosoportadas. Revisión narrativa.⁴

1. ASPECTOS TEÓRICO - CIENTÍFICOS

1.1 Planteamiento del problema

Las propiedades físicas y mecánicas de la conexión implante-prótesis son factores determinantes para el éxito a largo plazo de las restauraciones implantosoportadas. Esta conexión está unida y estabilizada por el tornillo pasante, el cual se ha modificado con respecto al material, la longitud, el número de roscas, el diámetro, el diseño de la rosca.

Sin embargo, las fallas mecánicas asociadas al tornillo pasante en restauraciones sobre implantes representan un desafío para los odontólogos; como lo muestran publicaciones recientes. Entre los tipos de complicaciones mecánicas reportadas en la literatura, el aflojamiento del tornillo del pilar sigue siendo la falla más frecuentemente seguido de fractura y desalojo del tornillo. Por lo anterior es importante identificar los factores que influyen el comportamiento del tornillo pasante para prevenir y disminuir este tipo de fallas.

1.2 Justificación

El conocimiento básico sobre posibles fallas que pueden ocurrir después de la rehabilitación sobre implantes es una parte importante en la planificación del tratamiento. Estas complicaciones biológicas incluyen principalmente peri-mucositis y/o periimplantitis; el aflojamiento y fractura del tornillo pasante, del pilar o la superestructura, la fractura o delaminación del material de recubrimiento, hacen parte de las complicaciones mecánicas y técnicas más comunes.¹⁰

Existen complicaciones mecánicas que afectan la longevidad del tornillo, los cuales incluyen las características físicas dadas por el material, longitud y tipo de rosca y otras como torque inadecuado y sobrecarga biomecánica,¹¹ por lo tanto, se hace necesario identificar cuáles son los factores de riesgo para determinar posibles métodos de prevención.

Es por esto por lo que se realizara una revisión narrativa seleccionando la mejor literatura posible para definir el concepto de tornillo, su biomecánica y los factores de riesgo asociados a la falla, que medidas preventivas pueden minimizar el riesgo, para generar hipótesis en posibles estudios y aportar a la comunidad UNICOC.

1.3 Marco teórico

La terapia implantológica tiene cada vez más aplicaciones clínicas debido a su alta tasa de éxito y previsibilidad; la importancia de la estética y la estabilidad mecánica de las restauraciones soportadas por implantes son el centro de atención en la odontología actual. En los últimos años, a la luz de la investigación científica actualizada y del desarrollo en diseño de implantes, geometría, materiales y técnicas se optimiza el éxito del tratamiento con implantes.¹² El éxito biológico depende de la integración del implante dentro del tejido óseo circundante, mientras que el éxito protésico va a depender de un ajuste pasivo entre los componentes del complejo implante-pilar-prótesis.^{13,14}

El titanio es el material más utilizado para la fabricación de implantes, sin embargo en los últimos años, el zirconio ha surgido como una alternativa a los implantes de titanio, Tanto el titanio puro como las aleaciones se utilizan en la fabricación de implantes dentales.¹⁵ El titanio puro comercialmente está disponible en cuatro grados, su composición varía en la concentración de oxígeno y hierro. El Grado IV es la forma más utilizada de titanio puro para implantes dentales debido al alto módulo elástico y la resistencia a la tracción. Los implantes de zirconio están hechos de zirconio parcialmente estabilizada con itria (Y-PSZ) o zirconio tetragonal

estabilizada con itria (Y-TZP); Este último es el más utilizado para una resistencia superior a la corrosión y al desgaste en comparación con otras cerámicas dentales¹.

El diseño de los implantes es otra de las características fundamentales, se ha enfatizado en los cambios generados en el macro y el micro diseño del implante; mejorando las tasas de supervivencia, dependiendo del tipo de hueso y tiempo de carga protésica. La evolución en el diseño de los implantes ha llevado a más de 1300 tipos de implantes dentales y más de 250 fabricantes de implantes en todo el mundo^{16,17}. (Figura 1).

	IMZ* (Friedrichsfeld, Germany) TPS titanium		MegaGen EZ Plus (MegaGen, South Korea) Titanium		WINSIX* implant (Winsix, UK) Sand-blasted acid- etched titanium
	Astra* (Astra Tech, Sweden) TiO ₂ -blast titanium		Straumann* TL (Straumann, Switzerland) Roxolid SLActive titanium		WINSIX* implant (Winsix, UK) Sand-blasted acid- etched titanium
	Astra* (Astra Tech, Sweden) TiO ₂ -blast titanium		Straumann* TL (Straumann, Switzerland) SLA/ SLActive titanium		SwissPlus* (Zimmer, USA) Sand-blasted acid- etched titanium
	Ankylos Plus* (Dentsply- Germany) Grit-blasted and etched titanium		Straumann* BL (Straumann, Switzerland) SLActive titanium		CeraRoot* 11 ICE (Oral Iteberg, Spain) Acid-etched zirconium
	Brånemark* Mk IV (Nobel Biocare, Sweden) TiUnite oxidised titanium		Implantium* SLA (Dentium, Korea) Titanium		Straumann* PURE, ZLA* (Straumann, Switzerland) Acid-etched ceramic
	Brånemark* Mk IV (Nobel Biocare, Sweden) Turned titanium		NobelReplace* Groovy (Nobel Biocare, Sweden) TiUnite oxidised titanium		Southern* (Southern Implants, South Africa) Sand-blasted titanium
	Brånemark* Mk III (Nobel Biocare, Sweden) TiUnite oxidised titanium		Nobel Speedy Groovy (Nobel Biocare, Sweden) TiUnite oxidised titanium		Southern* (Southern Implants, South Africa) Sand-blasted titanium
	Brånemark* Mk III (Nobel Biocare, Sweden) Turned titanium		NobelReplace* Select (Nobel Biocare, Sweden) TiUnite oxidised titanium		Seven (Sweden & Martina, Italy) TPS titanium
	Brånemark* Mk II (Nobel Biocare, Sweden) Turned titanium		NobelActive* (Nobel Biocare, Sweden) TiUnite oxidised titanium		Ness (Ness, UK) Sand-blasted, acid-etched
	Brånemark* Standard (Nobel Biocare, Sweden) Turned titanium		NobelActive* (Nobel Biocare, Sweden) TiUnite oxidised titanium		SPI* Elment* (Thommen Medical, Switzerland) Sand-blasted acid- etched titanium

Figura 1. Diseños comunes de implantes y características de la superficie según el fabricante. Fuente: Oreste Iocca. Evidence-Based Implant Dentistry [Internet].

Oreste Iocca, editor. Switzerland : Springer. : Springer; 2016 .pag. 109.

La mayoría de los implantes tienen roscas incorporadas en su diseño, ya que reduce las cargas de corte y aumenta el área de superficie funcional. Existen diferentes diseños de rosca de los implantes que varían de acuerdo con el número de hélices, la angulación, la profundidad y la forma de la rosca, (Figura 2). La forma de la rosca puede ser cuadrada, en forma de V, contrafuerte, contrafuerte inverso y espiral ^{18,19}.

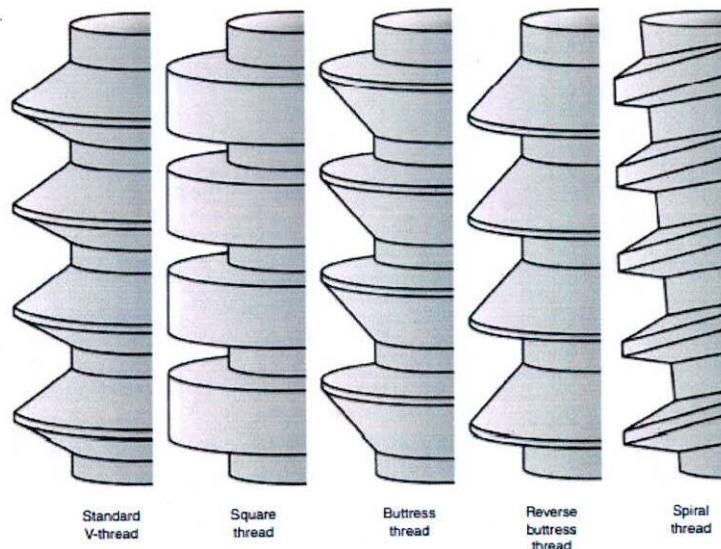


Figura 2. Esquematación de los diseños de rosca de los implantes

Fuente: Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang H; The effect of thread pattern upon implant osseointegration; Clin. Oral Implants Res. 21, 129–136 (2010)

Según Kong y col., en 2006 consideraron 0,8 mm como el paso de rosca óptimo en implantes cilíndricos en forma de V, sin embargo, esto aún no es concluyente y requiere más estudios. Lo que puede ser seguro es que a medida que disminuye el paso de la rosca, aumenta el contacto hueso-implante, lo que lleva a más distribución favorable del estrés¹⁵.

El diámetro es otra característica importante de los implantes, los más utilizados varían en diámetro de 3 a 4 mm, el implante estándar es de 3.75 mm y tiene un espesor de pared de 0.4 mm, pero con la pérdida de hueso crestal es vulnerable a la fractura por fatiga, por lo tanto, se han reportado tasas de fractura para implantes de 3.75 mm comercialmente de titanio en 7%, 13% y 16% durante períodos respectivos de 5, 10 y 15 años¹¹.

En contraste, los implantes de plataforma ancha con 5 mm y 6mm de diámetro son 3 y 6 veces más fuertes; eliminando el riesgo de fractura y esto se debe a que un cuerpo más ancho aumenta significativamente la superficie disponible para la integración y disminuye el estrés en la interfaz hueso-implante²⁰.

En los últimos años, las geometrías de las conexiones de los implantes se han desarrollado con diferentes características mecánicas, biológicas y estéticas. Hay dos plataformas básicas disponibles: conexiones con hexágono externo e internas que se pueden dividir en hexágonos, octágonos y conexiones como Morse. (Figura 3)^{21,22,23}.

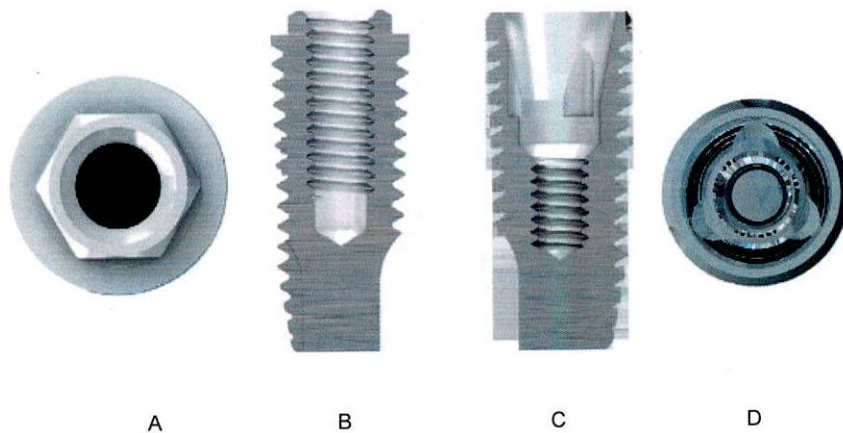


Figura 3. A. Conexión hexágono externo vista oclusal B. Conexión hexágono externo vista sagital C. Conexión hexágono interno vista sagital D. Conexión hexágono interno vista oclusal.

Fuente: Esposito M, Maghaireh H, Pistilli R, Grusovin M, Lee S, Trullenque A, Gualini F; Dental implants with internal versus external connections: 5-year post-loading results from a pragmatic multicenter randomised controlled trial; Eur Journal Oral Implantol 2016;9(2):129–141

Hexágono Externo: fue el primer sistema de conexión adoptado en la implantología moderna por Branemark; la figura geométrica de hexágono se encuentra por encima de la plataforma del implante por lo tanto los pilares asientan sobre los implantes el hexágono externo facilita la inserción de la restauración y proporciona un mecanismo anti rotacional. sin embargo, esta conexión se ha modificado mucho en términos de diámetro, altura y no evita que se generen complicaciones cuando se somete a una carga oclusal alta^{23,24,25}.

Las formas de conexión externa comunes incluyen hexágonos cónicos, octágonos externos y estriados, siendo el hexágono externo el más común. Se ha demostrado que las conexiones hexagonales externas tienen un desajuste rotacional en el rango

de 3 a 10 °, mientras que se requiere un desajuste rotacional de menos de 2 ° para proporcionar una unión del tornillo pasante estable que limite el aflojamiento del tornillo. El hexágono externo actualmente varía de 0.7 a 1.2 mm de altura y de 2.0 a 3.4 mm de ancho. Dentro de este tipo de conexión se manejan diferentes diseños en la parte interna: hexágono cónico, octágono externo y estriado o spline ^{26,27}. (Figura 4)



Figura 4. A. Conexión externa

Fuente: Wilson T, Harrel S; Dental Implant Failure A Clinical Guide to Prevention, Treatment, and Maintenance Therapy; Springer Nature Switzerland 2019.

Hexágono Interno: Las conexiones internas se han introducido para disminuir las complicaciones mecánicas de la conexión externa y reducir la tensión transferida al hueso crestal; en este sistema, el hexágono y el tornillo pasan al cuerpo del implante, por lo que el componente protésico es más estable, esto con el objetivo de aumentar la absorción de carga bajo una fuerza lateral. Esto reduce las

complicaciones mecánicas y biológicas, como el aflojamiento del tornillo, la fractura y la pérdida de hueso marginal ²³.

Cono Morse: proporciona un contacto íntimo entre el implante y el pilar, logrando el mejor sellado antibacteriano y la mejor estabilidad ósea²⁴. Uno de los primeros implantes hexagonales internos, el implante Core-Vent desarrollado por Niznick en 1986, presentaba un hexágono profundo de 1.7 mm debajo de un bisel de 45 ° de ancho de 0.5 mm. El diseño fue demostrado para distribuir fuerzas intraorales profundas dentro del implante, mejorando así la estabilidad de la articulación implante-pilar. Los implantes de conexión interna se pueden subdividir en los siguientes grupos: Hexágono interno de seis puntos, hexágono interno de 12 puntos, trípode interno, octágono interno, Cono de bloqueo / cono Morse ^{23,27}.

Es importante referenciar los sistemas de retención para las restauraciones sobre implantes las cuales se pueden obtener mediante un tornillo pasante o mediante cementación. Estas dos opciones dieron ventajas y desventajas distintas en la práctica clínica, (Tabla 1 – tabla 2) pero aún existen dudas si la elección de un sistema de retención sobre otro puede mejorar en términos de éxito y tasas de supervivencia ¹.

En una revisión sistemática evaluaron las tasas de supervivencia y complicaciones de cementado y atornillado a 5 años. En cuanto a la supervivencia del implante, no se encontraron diferencias para las coronas individuales entre los grupos cementados con cemento y atornillados, aunque para los grupos de prótesis fijas y prótesis de arco completo, la incidencia de pérdida de implantes parecía ser mayor para el grupo de cementados²⁸.

Restauración Atornillada	
Ventajas	Desventajas
Facilidad de recuperación de la restauración.	En implantes excesivamente angulados.
Disminución del riesgo de complicaciones biológicas debido a la ausencia de cemento	Estética por conducto de acceso visible en vestibular.
Posibilidad de restauración en espacio interoclusal reducido.	Cuando el conducto de acceso ocupa gran parte de la tabla oclusal.

Tabla 1 Restauraciones Atornilladas¹.

Restauración Cementada	
Ventajas	Desventajas
Facilidad de fabricación y manipulación, debido a su similitud sobre pilares naturales.	Dificultad para eliminar el exceso de cemento, que es una de las principales causas de complicaciones biológicas.
	Difícil recuperación de la restauración.
Estabilidad adicional en la biomecánica de la retención de la estructura sobre el implante.	En caso de espacio oclusal reducido.

Tabla 2 Restauraciones Cementadas¹.

Para la rehabilitación se utilizan pilares prefabricados de la casa comercial de los implantes, pilares personalizados por sistemas CAD CAM o UCLA que están indicados en situaciones clínicas específicas. Los pilares pueden ser temporales o definitivos dentro de los que se encuentran los pilares transmucosos que están indicados para corregir angulaciones entre 17° y 30°. (Figura 5). Estos pilares se conectan a los implantes con una plataforma que está conectada interna o externamente ²⁹.

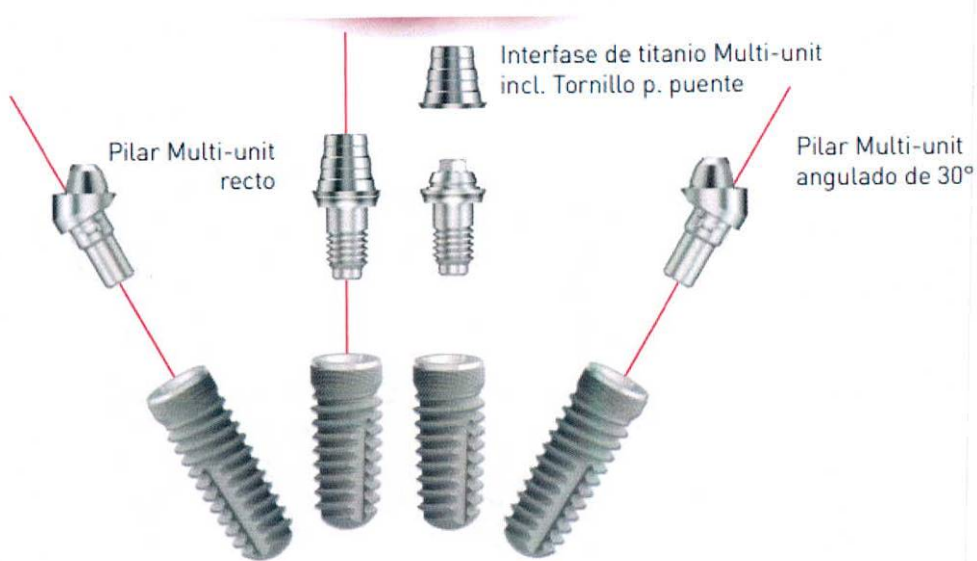


Figura 5. Pilar Multi unit Casa comercial Straumann.

Fuente : https://www.straumann.com/content/dam/media-center/medentika/es/documents/brochure/promotional-brochures/ES_MPS_K_Multi-unit_print_v1.pdf

En restauraciones atornilladas, el tornillo pasante es responsable de sujetar el pilar al implante, y el éxito predecible a largo plazo se basa en la integridad de la articulación del tornillo.^{16,20,30}

El tornillo pasante es una máquina simple que sigue la mecánica de un plano inclinado en espiral y, por lo tanto, es altamente eficiente. El uso principal de los tornillos en las restauraciones sobre implantes es sujetar los componentes protésicos entre sí; siendo afectado por el sistema de retención de la restauración (cementada o atornillada) (Figura 6). En casi todos los sistemas de implantes, se usa un tornillo pasante para fijar el componente del pilar al cuerpo del implante¹².

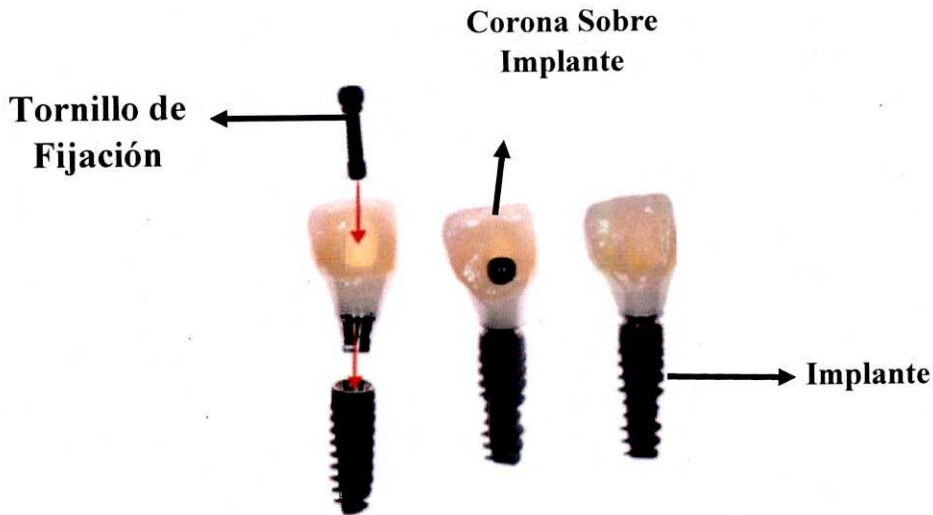


Figura 6. Implante Dental

Fuente: Wilson G, Harrel S; *Dental Implant Failure A Clinical Guide to Prevention, Treatment, and Maintenance Therapy*; Springer Nature Switzerland 2019.

En las opciones de tratamiento de la terapia implantológica existen diseños protésicos según la necesidad específica en cada paciente: Implante único, prótesis fija sobre implantes de 3 o más unidades, sobredentadura y prótesis híbrida que van a depender de las características óseas, físicas, soporte labial, perfil facial y relación intermaxilar y espacio interoclusal³¹.

La prótesis híbrida es un tipo de rehabilitación fija compuesta por una barra realizada en titanio o cromo cobalto cubierta con resina acrílica atornillada a los implantes. Está indicado cuando el volumen y la calidad del hueso son adecuados para colocar el número requerido de implantes (generalmente cuatro o más)³². La Sobredentadura es un tipo de prótesis removible, se une a los implantes por medio de diferentes tipos de aditamentos (barra, bola, locator, equator, imanes o accesorios telescópicos) que permiten el movimiento de la sobredentadura durante

la función y permiten que la mucosa de la cresta residual participe en la disipación de la fuerza impuesta³³.

La falla de un implante, independientemente de sus componentes, puede clasificarse como temprana o tardía. Las fallas tempranas ocurren poco después de la cirugía y se caracterizan por la falta de osteointegración. Por el contrario, las fallas tardías corresponden a aquellos implantes en función⁴.

Krishnan y Col. En 2014 reportaron las complicaciones mecánicas observadas después de rehabilitar el implante, que incluyen como primera causa el aflojamiento del tornillo pasante y como segunda causa la fractura; estas debidas al desajuste en la interfaz pilar-implante y la ausencia de una adaptación pasiva entre la prótesis y el pilar²⁴.

Algunas causas reportadas que generan fallas en los tornillos pasantes son: la precarga y esquema oclusal inadecuados, inclinación excesiva del implante, entre otros³⁴.

Torque

La cantidad de fuerza aplicada para ajustar el tornillo pasante. Las fuerzas de rotación del torque aplicado a un tornillo pasante pueden medirse en newton-centímetros (N-cm³). Si se aplica un torque inferior al sugerido por la casa fabricante se produce una fuerza de sujeción baja, lo que aumenta el riesgo de aflojamiento del tornillo pasante ¹².

La aplicación de un torque óptimo al tornillo pasante es fundamental para una rehabilitación exitosa a largo plazo. Según Reda y Col en 2019. Recomiendan que

se debe aplicar un torque específico para cada tornillo pasante de acuerdo con sus respectivos fabricantes, generalmente es de 30 a 35 N. El torque debe aplicarse nuevamente 10 minutos después del primer apriete del tornillo para optimizar el asentamiento de la superficie ^{10,35} Existen conceptos importantes a tener cuenta como:

Precarga

El tornillo se elonga y posteriormente se produce una recuperación elástica que genera tensión a las roscas, creando una fuerza compresiva entre la cabeza del tornillo y el pilar, entre las roscas del tornillo y el implante y en la interfase implante-pilar. Lo que permite estabilidad, y genera resistencia a las cargas externas disminuyendo la fatiga de la unión implante-pilar ^{31,36,37}.

La precarga viene determinada por el torque aplicado que influye en la fricción de la cabeza del tornillo y de las roscas, así como la deformación elástica y plástica del tornillo; otros factores como el material del tornillo, el diseño de la cabeza, el control de calidad por parte del fabricante también influye en la estabilidad de la precarga⁴.

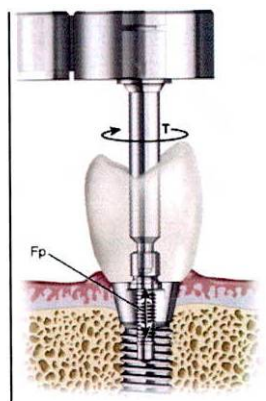


Figura 7. Torque (T) aplicado que tensiona el tornillo pasante (Fp)

Fuente: Scott G, Dental Implant Prosthetics - 2nd Edition; Implant Dentistry;
Feb2015, Vol. 24 Issue 1, p2-3, 2p.

Libertad rotacional

La libertad rotacional entre el implante y el pilar es un factor crítico relacionado con la estabilidad horizontal de la conexión implante-pilar. La conexión implante-pilar es más estable cuando el grado de libertad rotacional es menor a 2°, y se produce una pérdida de torque significativa cuando es mayor a 5° grados. Garine et al. informaron que el ajuste de los pilares de cerámica sin metal era más holgado y mostraba una mayor libertad rotacional de plano a plano en comparación con los pilares de Titanio. Binon y McHugh observaron una correlación directa entre la libertad rotacional en la conexión implante / pilar y el aflojamiento del tornillo. También se ha demostrado que la eliminación de la libertad rotacional produce resistencia al aflojamiento del tornillo durante hasta 5 millones de ciclos de carga, mientras que la libertad rotacional de más de 5 grados reduce el número de ciclos de carga tolerados en un 63%. Por lo tanto, la libertad rotacional de más de 8 grados que se observó para los pilares de zirconio hechos a medida los haría más propensos a fallas mecánicas, como aflojamiento de pilares y tornillos protésicos o fractura de restauraciones 17,38,39.

Diseño cabeza del Tornillo pasante

Los tornillos tienen una cabeza plana, un cuerpo largo y un número variable de espiras. Cuantas menos espiras tenga el tornillo menor será la fricción. A su vez el diseño cónico va a ayudar a reducir el efecto de sujeción y reduce la fuerza de

tracción en las roscas del tornillo pasante. Un tornillo pasante de cabeza plana distribuye las fuerzas de manera más uniforme dentro de las roscas y la cabeza del tornillo. (Figura 1 y 2)^{40,41}.

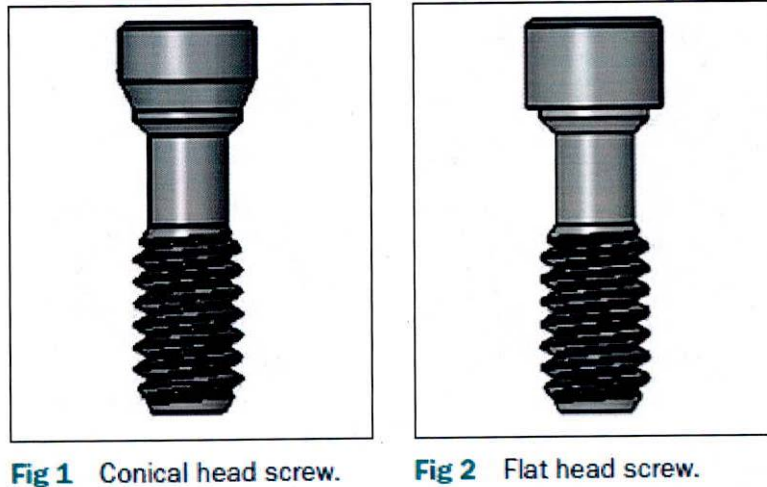


Figura 8. Tornillo de cabeza cónica - Tornillo de cabeza plana
Fuente: Rodrigues I, Zanardi P, Sesma N. Effect of Abutment Screw Design and Crown/Implant Ratio on Preload Maintenance of Single-Crown Screw-Retained Implant-Supported Protheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019 Nov;34(6):1397–403.

Diámetro del Tornillo pasante

El diámetro del tornillo puede afectar la cantidad de precarga aplicada al sistema antes de la deformación. Cuanto mayor es el diámetro, mayor es la precarga que se puede aplicar y mayor es la fuerza de sujeción en la junta del tornillo. Si es posible, el diámetro del tornillo pasante no debe ser inferior a 1.0 mm, el diámetro entre 1.0 mm y 1.2 mm es una opción aceptable y el diámetro superior a 1,2 mm es un buen diseño para el tornillo pasante^{40,41}.

Número de roscas

Sopwith, informó que el número de roscas enganchados no era muy significativo porque la mayoría de las cargas fueron soportadas por las primeros 3 a 4 roscas. Además, un número mínimo de roscas podría reducir la fricción. El número de roscas de los tornillos de pilar en los sistemas de implantes disponibles comercialmente varía de 6 a 12,5 en los implantes hexágono externo y suele ser más corto. de 7,5 en implantes de hexágono interno. Recientemente, Kim informo que los tornillos cortos de más de 3,5 roscas tenían suficiente resistencia a la fractura para proteger la integridad de la articulación implante pilar. El espacio entre las rocas denominado paso de rosca es la distancia que existe entre dos crestas consecutivas. Si es de rosca doble el avance será igual al doble del paso. Mecánicamente, se encontró que la deformación temprana disminuía alrededor de la posición de la tercera o cuarta rosca de tornillo, lo que indica que se requieren al menos tres roscas enganchadas para mantener la integridad de la unión implante, pilar, restauración ^{28,42}.

Material de tornillo

Los tornillos de retención más utilizados son los fabricados en oro o titanio. Los tornillos fabricados en oro están diseñados para ser la parte más "flexible" del conjunto de implante, debido a que presenta mayor módulo de elasticidad que el titanio, lo que permiten un micro movimiento adecuado para distribuir la fuerza al cuerpo del implante. Este atributo de diseño del tornillo también los convierte en el "eslabón más débil" del complejo de implantes-pilares. En casos de sobrecarga oclusal, el tornillo de oro se fracturará primero, protegiendo así el implante y el

hueso subyacente de tensiones excesivas. Las restauraciones que se retienen con tornillos de oro o recubiertos de oro, muestran una reducción del aflojamiento y una fuerza de sujeción mejorada en comparación con los tornillos de titanio.²⁶ Los tornillos pasantes de aleación de titanio tienen cuatro veces mayor resistencia a la fractura por flexión que el titanio de grado I, es decir, los tornillos pasantes de titanio de grado 1 se deforman y fracturan más fácilmente que los de aleación de metal. Aunque los tornillos pasantes de titanio son más fuertes que el oro, presenta un módulo de elasticidad menor lo que los hace más propensos a la fractura^{43,44}.

Lubricantes

En un esfuerzo por reducir aún más la resistencia a la fricción, se han aplicado revestimientos con lubricantes a los tornillos pasantes. Los más notables son TorqTite (Nobel Biocare) y Gold-Tite (Implant Innovations). TorqTite es un recubrimiento patentado de teflón aplicado a tornillos de aleación de titanio, con una reducción reportada del coeficiente de fricción en un 60%. Los datos reportados indican un aumento efectivo en la precarga alcanzable para tornillos de aleación de titanio. El enfoque de Gold-Tite es recubrir el tornillo estándar de aleación de oro con 0,76 μm de oro puro. Con un torque de 32 Ncm, el fabricante informa un aumento de precarga del 24% para el tornillo recubierto. Según Binon y Col 2000 Numerosas pruebas se han realizado en la precarga de tornillos lubricados y no lubricados indicando que puede no haber una diferencia estadística significativa^{1,45}.

La causa más probable del aflojamiento del tornillo pasante es el torque inadecuado del tornillo, otro factor importante es el diseño (el diseño se refiere a la forma, el

estilo de la rosca, el diseño de la cabeza, mientras que la naturaleza se refiere al tipo de material) del tornillo pasante mismo³⁵.

Según Spazzin y Col 2010 Cuanto más se acerque la precarga a la fuerza recomendada para un tornillo en particular, más estable será la conexión. Una precarga más alta significa una mayor resistencia del tornillo pasante a aflojarse, cuando la precarga excede el límite de elasticidad del material del tornillo pasante, este se deforma permanentemente y pierde su función, aflojándose o incluso fracturándose. Por lo tanto, la precarga ideal suele ser del 60% al 80% del límite elástico del material. Solo el 10% se convierte en la precarga, mientras que el 90% restante se utiliza para superar la fricción entre las interfaces de los componentes de la articulación, La pérdida de precarga se observó 2-3 minutos o 15 horas después del torque, incluso sin fuerza externa ^{46,47}.

El efecto de sedimentación ocurre cuando se ejerce una precarga sobre todas las superficies donde el metal entra en contacto con otro metal; se aplanan las micro rugosidades que son microscópicas de las superficies metálicas entre el implante y el pilar; produciendo el desgaste de las áreas en contacto bajo carga, cuando se aplica el torque inicial. Se ha informado que del 2 al 10% de la precarga inicial se pierde como resultado de la sedimentación. La cantidad de efecto de sedimentación 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. Este efecto de sedimentación provoca dos tipos de problemas clínicos en las prótesis sobre implantes; el primero ocurre durante el proceso de fabricación de los componentes y el segundo es el aflojamiento del tornillo, que se genera bajo una carga funcional

en la cavidad oral. En todos los sistemas de implantes se produce una cierta cantidad de sedimentación de los pilares en los implantes con diferentes torques; la sedimentación que se genera en este momento produce una diferencia en la posición vertical durante la elaboración de las prótesis sobre implantes generando un desajuste (Dailey et al. 2009)^{34,43}.

Según Binon y col en el año 2000, indicaron que en la conexión externa, la fuerza se transmite directamente al tornillo del pilar y a la parte superior del implante en la articulación, lo que genera la concentración de tensión en las áreas y posiblemente el aflojamiento o incluso la fractura del tornillo pasante, por otro lado, han encontrado en la conexión interna que la parte interna del implante que está en contacto con el pilar resistirá la mayor parte de la fuerza externa, reduciendo así enormemente la tensión en el tornillo pasante disminuyendo efectivamente la pérdida de torque y manteniendo la estabilidad de la conexión implante-pilar. Se informa que la conexión interna tiene ventajas sobre la conexión externa en la estabilidad de la conexión implante-pilar y tiene una mejor resistencia a la pérdida de torque y al aflojamiento del tornillo ⁴⁵.

Además de la geometría de la parte superior del pilar que conecta con la superestructura, la geometría de la parte inferior del pilar en contacto con el implante interno también está asociado con la pérdida de torque, los estudios in vitro demostraron que la conexión con un pilar cónico tiene mayor resistencia a la pérdida de torque que otras conexiones antes y después de la carga cíclica⁴⁸.

Las características del material utilizado para fabricar el tornillo pasante, como el límite elástico, el módulo de elasticidad y la fatiga, son factores importantes que

afectan la estabilidad de la conexión implante-pilar. De acuerdo con la investigación de Shinohara y cols en el año 2019, los tornillos hechos de titanio puro de grado IV condujeron a un aflojamiento significativamente mayor que los tornillos hechos de aleación de oro. El revestimiento del tornillo pasante, por un lado, ha aumentado el ajuste del tornillo al implante en su parte interna y, por otro lado, ha reducido el efecto del desgaste. Sin embargo, se describieron que la unión con el tornillo de pilar recubierto de teflón no era tan estable como la del tornillo sin recubrimiento después de la carga cíclica ^{37,44}.

Otros factores importantes para tener en cuenta, son los relacionados al paciente como, por ejemplo, hábitos para funcionales^{37,43}.

La Carga oclusal lo cual hace referencia a 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 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, como por ejemplo amplia tabla oclusal, cúspides pronunciadas, componentes mal ajustados, remodelación ósea, carga no axial. Se dice que una base más ancha en un implante es un posible beneficio para evitar el aflojamiento de los tornillos utilizando análisis no clínicos⁴⁹.

La tasa de incidencia del aflojamiento del tornillo pasante alcanza 5.3% en el primer año después de la carga y 5.8% -12.7% después de los 5 años de seguimiento⁵⁰.La

literatura reporta que los tornillos pasantes sueltos son más propensos a fracturarse bajo carga, lo que lleva a complicaciones de prótesis a largo plazo. Algunos investigadores han encontrado que tan solo 2% de todos los tornillos pasantes se aflojan, mientras que otros informan una frecuencia de hasta 40%. Naert y cols en el año 2004 informaron que 5% de los tornillos de retención de oro se aflojaron, de igual forma indicaron que el 10% de los tornillos de oro hexagonales internos se aflojaron. En general, el 26% de todos los tornillos pasantes de oro se aflojaron³⁸.

1.4 objetivos general y específicos

Objetivo general:

Describir los factores que afectan el comportamiento del tornillo pasante en restauraciones fijas implanto soportadas para minimizar el riesgo de falla del tornillo.

Objetivos específicos:

- Describir los diferentes tipos de tornillo con sus características físicas, morfológicas y mecánicas.
- Identificar el tipo de falla más frecuente de los tornillos pasantes
- Proponer una lista de recomendaciones para minimizar el riesgo de falla del tornillo pasante.

2. ASPECTOS METODOLOGICOS

2.1 Criterios de selección

2.1.1 Criterios de inclusión

Se incluyeron artículos en inglés, español y portugués, estudios con publicaciones sin restricción de año, estudios In-vitro, estudios de elementos finitos, revisiones sistemáticas, que incluyan estudios del comportamiento del tornillo pasante y los componentes de la restauración final evaluando diferentes aspectos de los materiales y las características de la restauración.

2.2 MATERIALES Y METODOS

Se realizó una búsqueda sistemática en las bases de datos Pubmed, Lilacs, Embase, Google Scholar y Scopus sin restricción de año de publicación con palabras claves como.: Preload, torque, dental implant, screw, failure, dental through screw, implant abutment joint y complications. Dos investigadores realizaron la búsqueda de forma independiente y posteriormente se confrontaron los resultados. Los artículos fueron seleccionados inicialmente por título teniendo en cuenta los criterios de inclusión: artículos en inglés, español y portugués, estudios con publicaciones sin restricción de año; de los cuales 52 estudios invitro, 9 estudios de elementos finitos, 8 revisiones sistemáticas, 1 revisión narrativa, 1 estudio de caso, 1 ensayo clínico; que incluyan estudios del comportamiento del tornillo pasante y los componentes de la restauración final evaluando diferentes aspectos de los materiales y las características de la restauración. Los resultados de la búsqueda se pueden observar en las tablas de resultados de la búsqueda en cada una de las bases de datos.

Base de datos pubmed			
Fecha de búsqueda	05. Agosto.2020		
Búsqueda	Resultado	MeSH	Libre
1. Implant-Supported Dental Prosthesis	9,795	X	
2. Implant Retained Prosthesis	5,586	X	
3. Dental prosthes*	35,742	X	
4. Dental Crown	31,519	X	
5. Preload	14,016		X
6. Torque	25,716		X
7. Implant abutment connection	274		X
8. Implant abutment joint	220	X	
9. Dental through screw	5,925	X	
10. Total	44,788		
11. Failure	922,786		X
12. Complications	3,333,283		X
13. Fracture	313,348	X	
14. Dental through screw fracture	1,178	X	
15. Total	4,175,017		
Resultado total	1872		

Tabla 3. Resultados búsqueda en Pubmed.

Google Scholar	
Fecha de búsqueda	05. Agosto.2020
Búsqueda	Resultado
Dental Implant	982.000
screw	3.580.000
Failure	3.560.000
"dental implant" AND screw AND failure	
Resultado Total	73100

Tabla 4. Resultados búsqueda en Google Scholar.

EMBASSE

EMBASSE			
Fecha de búsqueda	30. Julio. 2020		
Búsqueda	Resultado	Emtree	Libre
Implant-Supported Dental Prosthesis	1307	X	
Implant Retained Prosthesis	86	X	
Dental Prothes*	41756	X	
Dental Crown	22812	X	
#1 OR #2 OR #3 OR #4 OR #5	57851		
Preload	5082	X	
Torque	17051	X	
Implant abutment connection	241	X	
Implant abutment joint	26	X	
Dental through screw	326		X
#7 OR #8 OR #9 OR #10 OR #12	22633		
Failure	285	X	
Complications	226196	X	
Fracture	7843	X	
Dental through screw fracture	73		X
#14 OR #15 OR #16 OR #18	322641		
#6 AND #13 AND #19	33		

Tabla 5. Resultados busqueda en Embase

SCOPUS	
Búsqueda	Resultado
P	
Implant-Supported Dental Prosthesis	9660
Implant Retained Prosthesis	10863
Dental Prothes*	89515
Dental Crown	59262
implant-supported AND dental AND prosthesis OR implant AND retained AND prosthesis OR dental AND prothes* OR dental AND crown	3246
I - C	
Preload	36607
Torque	337655
Implant abutment connection	4035
Implant abutment joint	2794
Dental through screw	326
preload OR torque OR implant AND abutment AND connection OR implant AND abutment AND joint OR dental AND through AND screw	5817
O	
Failure	4,245,094
Complications	2,962,550
Fracture	1,525,036
Dental through screw fracture	7,689
failure OR complications OR fracture OR dental AND through AND screw AND fracture	71416
Estrategia de búsqueda	
implant-supported AND dental AND prosthesis OR implant AND retained AND prosthesis OR dental AND prothes* OR dental AND crown AND preload OR torque OR implant AND abutment AND connection OR implant AND abutment AND joint OR dental AND through AND screw AND failure OR complications OR fracture OR dental AND through AND screw AND fracture	698

Tabla 6. Resultados de búsqueda Scopus.

LILACS	
Fecha de búsqueda	06. Agosto.2020
Búsqueda	Resultado
Dental Implant	4.343
screw	1.073
Failure	18.787
"dental implant" AND screw AND failure	
Resultado Total	44

Tabla 7. Resultados de busqueda Lilacs

3. RESULTADOS

La búsqueda bibliográfica tuvo un resultado de 75747 artículos, después de excluir los artículos duplicados se obtuvo un resultado de 1090 de los cuales se preseleccionaron 743 por título y resumen, 264 artículos se realizó lectura de texto completo, finalmente se seleccionaron 72 artículos de texto completo que cumplieron con los criterios de inclusión, de los cuales 52 estudios invitro, 9 estudios de elementos finitos, 8 revisiones sistemáticas, 1 revisión narrativa, 1 estudio de caso, 1 ensayo clínico.

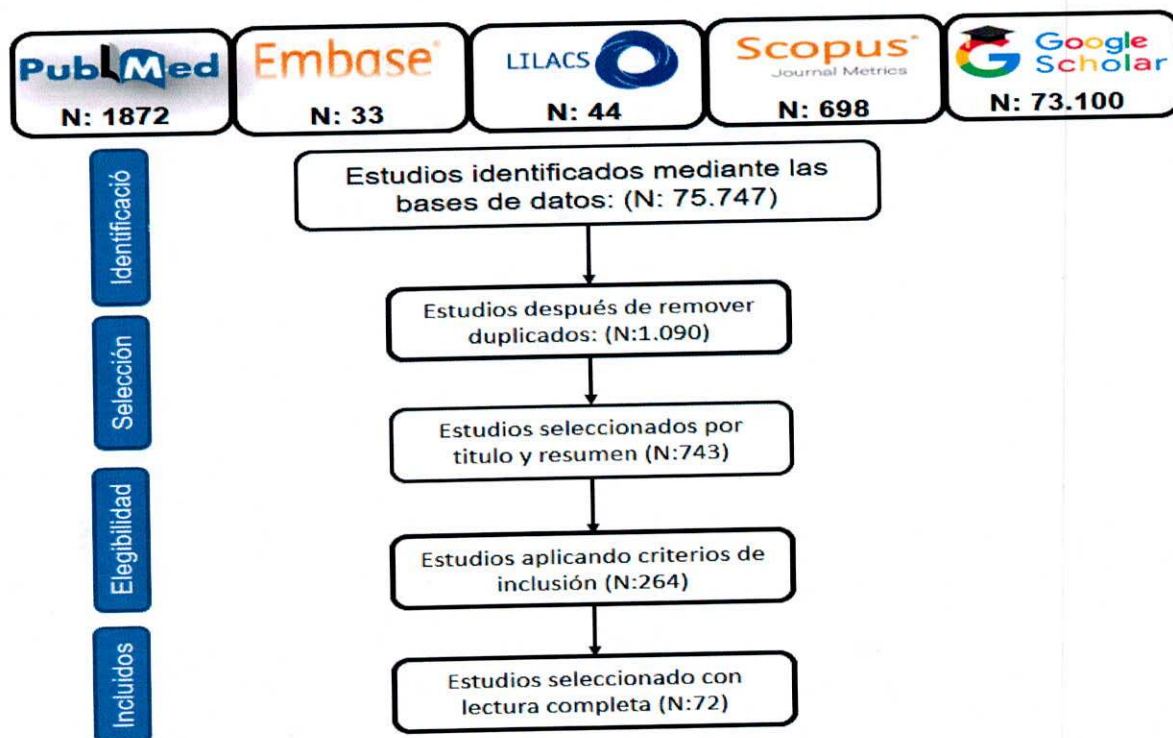


Diagrama 1. Diagrama de flujo selección artículos.

#	Estudio	Tamaño de muestra	Significancia clínica	Conclusiones	Discusión y relevancia
1	In vitro Raquel Alonso-Pérez, DDS PhD Bartolome 2017	El estudio fue evaluar la confiabilidad de los implantes restaurados con sus componentes originales frente a las restauraciones realizadas con materiales no originales	<ul style="list-style-type: none"> Tasa de supervivencia estimada del 94,5% después de 5 años de uso y del 89,4% después de 10 años. Complicaciones: biológicas como microfiltración, periimplantitis, reabsorción Mecánicas: aflojamiento por sobrecarga oclusal. 	<ul style="list-style-type: none"> No se observaron diferencias significativas en la capacidad de carga o en deformación plástica, entre los originales y no originales. Sin embargo, los valores más altos se registraron en el original. 	<ul style="list-style-type: none"> Los pilares originales exhibieron porcentajes más bajos de reducción de torque después de cíclico cargando que los no originales.
2	In-Vitro Anchieta 2014	Cincuenta y cuatro implantes se dividieron en tres grupos (n = 18 cada uno) de la siguiente manera: pilares de plataforma coincidente asegurados con tornillos de pilar sin recubrimiento (MNC); pilares de plataforma a juego apretados con tornillos de pilar revestidos (MC); y pilares de plataforma conmutada asegurados con tornillos de pilar revestidos (SC).	Nuestros resultados muestran que el tratamiento de la superficie dio como resultado una mayor confiabilidad cuando se utilizaron tornillos recubiertos para conectar tanto los pilares con cambio de plataforma compatibles como los más desafiantes frente a los implantes en una configuración de plataforma emparejada utilizando un tornillo sin recubrimiento.	una mayor confiabilidad cuando se utilizaron tornillos recubiertos para conectar tanto los pilares con cambio de plataforma compatibles como los más desafiantes frente a los implantes en una configuración de plataforma emparejada utilizando un tornillo sin recubrimiento.	Clínicamente, la asociación de un cambio de plataforma y tornillos revestidos parece conferir el beneficio biológico de la plataforma conmutada y el aumento de la resistencia mecánica del tornillo revestido
3	In vitro Jack Goldber g, DDS 2018	hexagonales externos. Subdividieron: Grupo 0° tornillo oro 0° con tornillo de pilar dinámico 20° con tornillo de pilar dinámico 28° con tornillo de pilar dinámico.	Evaluar los efectos del torque y la fuerza de falla en restauraciones sobre implante.	<ul style="list-style-type: none"> Periimplantitis por restauraciones cementadas. Ubicación del implante para la localización del conducto de acceso. Supervivencia de pilares angulados. 	<ul style="list-style-type: none"> La angulación del pilar no tuvo una influencia significativa sobre el tornillo. Tornillo de pilar dinámico tiene potencial de soportar fuerzas cíclicas.
4	In vitro Yasuhiro KATSUT A 2015	6 tipos de sistemas de implantes: Evaluar el efecto de cargas de torsión en diferentes sistemas de implantes relacionados con el aflojamiento del tornillo.	<ul style="list-style-type: none"> Causas del aflojamiento del tornillo. Diferentes tipos fuerzas en boca. 	<ul style="list-style-type: none"> El aflojamiento del tornillo del pilar se produce como resultado de la prueba de carga de torsión cíclica. El grado de aflojamiento del tornillo del pilar resultante de la prueba de carga de torsión cíclica varía según el sistema de implante 	<ul style="list-style-type: none"> Implantes: Straumann, Dentsply, nobel, GC. Conexión interna estabiliza más los componentes del sistema. En la conexión externa el tornillo del pilar soporta la mayor parte del torque.

5	In-vitro Cihan Sadi Ugurel 2013	Evaluar la resistencia mecánica de un sistema cono morse sin tornillo con sistemas convencionales	<ul style="list-style-type: none"> Conexión interna vs externa en cuanto a cargas ciclicas Complicaciones cono morse. <p><u>Total:</u> 64 implantes individuales. 32 carga dinámica</p> <ul style="list-style-type: none"> 32 carga estática 	<ul style="list-style-type: none"> Los implantes Straumann Bone Level con la conexión CrossFit interna mostraron ciclos de carga significativamente más altos. 	Implantes: Tasarimmed, Straumann, BH, Dentsply friadent. La conexión interna hexagonal recta del sistema Biohorizons reveló ciclos de carga más altos hasta la falla y valores más altos de resistencia a la fractura.
6	In-Vitro Isabela Rodrigues 2019	cuarenta implantes hexagonales externos, 40 pilares de un solo diente, 20 tornillos de cabeza cónica y 20 tornillos de cabeza plana en cuatro grupos con diferentes relaciones corona / implante	El objetivo de este estudio fue evaluar el mantenimiento de la precarga de diferentes juegos de diseño de tornillos (un juego de tornillos de cabeza cónica y un juego de tornillos de cabeza plana) para pilares de un solo diente en implantes de hexágono externo.	Los tornillos de pilar crean un mecanismo de fricción entre la cabeza del tornillo y la superficie interior del pilar. Este estudio muestra que el tornillo de cabeza cónica tiene un área de contacto más del doble que la del tornillo de cabeza plana, lo que mejora el uso del tornillo de cabeza cónica, ya que la tensión se disipa en un área más grande, proporcionando al conjunto una mayor estabilidad. unión	Implante hexagonal externo > 1, se debe utilizar un tornillo de cabeza cónica, por lo que se logrará un mejor mantenimiento del torque aplicado inicial.
7	Elementos Finitos Fernando Sánchez Lasheras 2019	Evaluar carga estática bajo diferentes tipos de inclinación. (0,15,30°)	<ul style="list-style-type: none"> Supervivencia 5- 10 años de ppf sobre implantes. Ventajas y desventajas atornillada vs cementada. <p>Porcentajes de fractura y aflojamiento del tornillo.</p>	<ul style="list-style-type: none"> Las fuerzas más oblicuas favorecidas un mejor entorno biomecánico en el pilar y su tornillo en el modelo de tornillo transoclusal. 	<ul style="list-style-type: none"> Straumann Independientemente del tornillo, la tensión del pilar está directamente relacionado con la inclinación de la carga.
8	In vitro- Michelle D. Kofron 2019	6 tipos de conexión interna de diferentes casas comerciales. Cuantificar	Microgap: que es, consecuencias Conexión externa: prevalencia aflojamiento del tornillo Precarga: material del tornillo.	Las características antirracionales, se desempeñó mejor en prevenir la rotación del pilar, resistir la separación y el micro movimiento.	Biomet 3i A mayor precarga menor incidencia de aflojamiento del tornillo. Conexión interna Vs externa Cambio de plataforma: que es, incidencia del aflojamiento. Cono morse: ventajas, desventajas, y Vs interna y externa.
9	In vitro- Albayrak H, 2021	sesenta implantes, análogos de implantes y pilares obtenidos de 2 fabricantes diferentes y se dividieron en 2 grupos (grupos B y N) según el fabricante..	Evalua el efecto de la preparación del pilar en condiciones de laboratorio en el valor de torque inverso (RTV) del tornillo del pilar..	La estabilidad de la articulación del tornillo del pilar del implante BioHorizons no se vio afectada por la preparación del pilar.	Se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre RTV de diferentes fabricantes. En el grupo N, hubo una significativa diferencia entre subgrupos, control (26,7 ± 1,4 Ncm) y espesor de pared de 0,6 mm (24,8 ± 0,8 Ncm) (p <0,05). Se encontró una relación estadísticamente significativa entre la preparación y la RTV para el Nucle solamente (P <.05) y entre el fabricante y RTV
10	In vitro Tsuruta K. 2018	3 grupos n=10 calcitek core-vent minimatic con o sin ceka bond	<ul style="list-style-type: none"> Tres tipos de sistema de conexión de pilar, conexión paralela externa (EP), interna conexión paralela (IP), y conexión cónica interna (CC), se estudiaron desde el punto de vista de la microfiliación desde el espacio entre el implante y el pilar y en relación con el aflojamiento del tornillo del pilar. 	Hay algunos espacios entre el pilar y el cuerpo del implante que pueden ser un reservorio de sustancias tóxicas. sustancia, y pueden penetrar en el espacio subgingival desde el microgap en la interfaz implante-pilar. Esta penetración puede causar periimplantitis, que se sabe que es uno de los factores más importantes asociados con fracaso tardío.	Un tornillo de pilar para EP y dos tornillos para IP, de siete muestras en cada grupo, estaban fracturados. Después de los 2000 ciclos de cargas de tracción por compresión, valor de torque de remoción (RTV) del tornillo de pilar no representó diferencias estadísticas entre los tres grupos. Los resultados de la microfiliación de azul de toluidina de la conexión implante-pilar indicaron que la microfiliación generalmente

					del tornillo como consecuencia de la fatiga en la interfaz implante-pilar La carga oclusal repetida puede causar deformación del tornillo. Entre los factores mecánicos que pueden provocar la inestabilidad del tornillo se incluyen una precarga inadecuada, un diseño inadecuado de la prótesis o del tornillo, un mal ajuste de los componentes, un asentamiento de la microrrugosidad superficial y una carga excesiva. El aflojamiento de los tornillos era más frecuente en las prótesis atornilladas (32 0,3%) que en cementado (9 0,2%).
15	In vitro Gómez 2013	24 4 grupos: ti, zr y atorni, cemet Evaluó la estabilidad del tornillo después de la carga cíclica de estructuras CAD / CAM de titanio y zirconia soportadas por implantes para prótesis dentales fijas (FDP).	Las estructuras de titanio atornilladas presentaron una menor pérdida de torque poscarga en comparación con las estructuras de circonio atornilladas en este estudio. Las diferencias en la deformación plástica, las tensiones residuales y el coeficiente de fricción entre los dos materiales requieren una mayor consideración.	<ul style="list-style-type: none"> Las muestras de circonio atornilladas presentaron la mayor pérdida de torque antes y después de las cargas cíclicas en comparación con las otras muestras que se probaron 	
16	In-Vitro Mathieu 2014	Revisión de literatura.	<p>Descripción geométrica: hueso-distancia del implante.</p> <p>Descripción mecánica: tensiones en la interfaz</p> <p>Descripción dinámica: remodelación y osteointegración ósea</p> <p>Estabilidad del implante: Técnicas basadas en rayos X y resonancia magnética, métodos biomecánicos invasivos</p> <p>Evaluación de la estabilidad del implante</p>	<p>Se han desarrollado varios métodos biomecánicos pero la mayoría de ellos son limitados cuando se trata de analizar las propiedades biomecánicas del tejido óseo recién formado.</p> <p>Los métodos de ultrasonido cuantitativo son prometedores porque son baratos, no invasivos.</p>	Está enfocado a la biomecánica ósea más que al material del implante en sí
17	Revisión Sistemática Huang 2019	Revisión de literatura. 99 artículos	<p>La tasa de incidencia de aflojamiento del tornillo: 5,3% en el primer año después de la carga y 5,8% -12,7% después de los 5 años de seguimiento.</p> <p>Precarga: El tornillo presenta deformación elástica y se alarga cuando se aprieta, creando así una fuerza de tracción llamada precarga. La precarga ideal suele ser del 60% al 80% del límite elástico del material</p> <p>Dividió el proceso de aflojamiento de tornillos en dos etapas. <u>La deformación por tracción inicial</u> del tornillo de la fuerza de sujeción. <u>En la segunda etapa</u>, con una mayor disminución de la fuerza de sujeción, el micro movimiento de la interfaz implante-pilar se intensifica y la inestabilidad de la conexión finalmente conduce al aflojamiento del tornillo.</p>	<p>La conexión interna y los pilares con diseños antirrotacionales y cónicos tienen mejor resistencia al aflojamiento de los tornillos.</p> <p>Los Cantilever aumentan el riesgo de que los tornillos se aflojen</p> <p>Factores que influyen en el aflojamiento del tornillo:</p> <ul style="list-style-type: none"> Tipo de conexión La morfología geométrica, el material utilizado y el método de fabricación del pilar. 	<p>La fricción entre el tornillo del pilar y el interior del implante disminuye después de la carga cíclica, al igual que el torque.</p> <p>Solo el 10% del par se convierte en precarga, mientras que el 90% restante se utiliza para superar la fricción entre las interfaces de los componentes de la junta.</p> <p>El Retorque podría reducir la pérdida de torque en un 17% -19%, El fenómeno de la pérdida de precarga debido a la instalación se denomina efecto de asentamiento.</p> <p>La libertad de rotación entre el implante y el pilar es un factor crítico relacionado con la estabilidad de la conexión implante-pilar. La conexión implante-pilar es más estable cuando el grado de libertad de rotación es inferior a 2, y se produce una pérdida de par significativa cuando el grado es superior a 5.</p>
18	In-Vitro Gustavo Seabra BARBO SA 2011	Se moldearon cuatro infraestructuras (IE) con pilar calcinable tipo UCLA en aleación de cobalto-cromo y en un primer	Evaluó la pérdida del torque aplicado después del uso de nuevos tornillos y después de sucesivos aprietes		El porcentaje de pérdida de torque inicial es menor cuando se utilizan tornillos que ya sufrieron la aplicación de un torque inicial, manteniéndose estables luego de la aplicación de torques sucesivos.

		momento se utilizaron nuevos tornillos de pilar (G1).			
19	Revisión Narrativa a Katsavochristou 2019	Revisión de literatura 12 artículos.	Aflojamiento tornillo: fue del 15% al 45% durante la primera década de la terapia con un solo implante. Se clasificaron en los factores de carga geométrica y oclusal. Minimizando el ancho de la mesa oclusal y trasladando el área de contacto oclusal más cerca del centro de la restauración en el plano transversal y, en segundo lugar, reduciendo la dimensión apico-coronal de la prótesis. El coeficiente de fricción cinética que afecta al par de apriete dinámico y el coeficiente de fricción estática que se produce al inicio del aflojamiento.	El grupo de aleación de titanio recubierto presentó valores de precarga significativamente mayores en comparación con el grupo de aleación de titanio sin recubrimiento cuando se utilizó un torque de 32 Ncm. Incidencia de aflojamiento de los tornillos del pilar fue del 7% al 11,3% Técnicas de extracción de tornillos de pilar: Kits de reparación Instrumentos dentales Fractura del tornillo de pilar: incidencia del 0,6% de fractura del tornillo	la incidencia fue mayor (8,9%) para las restauraciones de implantes posteriores que para las anteriores (1,6%), 13 y, curiosamente, todos los implantes tenían un diseño de conexión hexagonal externa. Con respecto al tratamiento del aflojamiento de tornillos, los estudios longitudinales informaron que el reapriete del tornillo aflojado se logró con éxito en todas estas incidencias y no se informaron más complicaciones de restauración. encontraron una reducción significativa del aflojamiento de tornillos in vivo con el uso de dos implantes ferulizados.
20	In vitro Siadat 2015	Tres grupos con diferente longitud de cuello. (a) La longitud del cuello es de 1,5. (b) La longitud del cuello es de 3,5. (c) La longitud del collar es de 5,5 mm.	Para reducir la probabilidad de que se aflojen los tornillos se sugiere: (1) la precarga adecuada en los tornillos (2) el estrechamiento de la mesa oclusal, (3) el centrado del contacto oclusal (4) el aplanamiento de la inclinación de las cúspides (5) la reducción de la longitud del voladizo.	una mayor altura del collar del pilar resultó en el aflojamiento del tornillo del pilar después de la carga cíclica. Hay cierta pérdida de torque después de 5 minutos de aplicar 2 torques de inserción con un intervalo de 10 minutos. Tornillos de pilar de aleación de Ti y de oro informaron que los tornillos de pilar de Ti eran menos propensos a aflojarse	El propósito de este estudio fue una mayor altura del collar del pilar podría resultar en el aflojamiento del tornillo del pilar después de una carga cíclica en implante dental de cambio de plataforma. Menos pérdida ósea periimplantaria en restauraciones con cambio de plataforma, en comparación con las técnicas tradicionales. Esto podría ser el resultado de una distribución de la tensión más uniforme alrededor de este tipo de implante.
21	In.Vitro Rebeeh 2017	Para un diente 11 Dos sistemas de implantes de conexión interna diferentes. Para cada sistema se fabricaron cinco coronas CAD/CAM circonio atornillado.	-Debe tenerse en cuenta las diferencias en los módulos de Young entre el pilar de zirconio y el implante de titanio (215 GPa para Y-TZP y 120 GPa para Ti-6Al4V) Esta diferencia puede conducir a un mejor flujo de relajación inicial y por lo tanto, puede reducir la cantidad de desplazamiento inicial de la corona de zirconia en comparación con el desplazamiento de la corona de titanio.	-No se encontraron diferencias en el desplazamiento de la corona en la dirección vertical después del posterior apriete de la misma. -Los desplazamientos de coronas fabricadas en diferentes sistemas de implantes no fueron estadísticamente significativos.-Los desplazamientos medidos fueron pequeños y no superaron los 14micras.	-El efecto de asentamiento: es el resultado del fenómeno de que todas las superficies mecanizadas son ligeramente rugosas cuando se ven microscópicamente y ninguna superficie es completamente lisa. Debido a esta microrrugosidad, el asentamiento ocurre cuando se aplica el par de apriete inicial, lo que hace que estos puntos ásperos seflaten.
22	In-Vitro Rambhia 2002	Se examinaron 4 tornillos protésicos de oro hexagonales intactos, 1 de cada uno de 2 lotes diferentes de 2 fabricantes (Implant Innovations y Nobel Biocare)	-Las fracturas de tornillos son, al menos en parte, el resultado de la fatiga causada por cargas repetidas.	-se concluyó que los tornillos eran metalúrgicamente sólidos y que los pequeños defectos no tenían ningún efecto sobre la resistencia a la tracción. -En este estudio, los tornillos protésicos de oro con hexágono 3i tenían valores de carga de fractura significativamente más altos que sus contrapartes NB.	-Se observaron grandes diferencias en la microestructura, los principales componentes de la aleación y la micro dureza de los tornillos 3i y NB. Esto apunta a diferencias en los procesos de fabricación. -El aflojamiento del tornillo asociado con la deformación del tornillo puede ser una indicación temprana de sobrecarga oclusal con la clara posibilidad de una posterior fractura del tornillo.

23	In Vitro Adolfi D. 2020	Búsqueda de artículos relacionados	Objetivo: Revisar la evidencia que indica si el tipo de conexión implante-pilar es significativo con respecto a los siguientes aspectos: (1) mantenimiento de la precarga en estudios in vitro estáticos y dinámicos; (2) evaluación de posibles deformaciones en las interfaces implante-pilar, después de la aplicación repetida del par de apriete; (3) evaluación de la capacidad de sellado de diferentes Conexiones de implantes existentes contra la microfiltración.	Mantenimiento de la precarga: Las conexiones internas tienen un valor de precarga superior al del diseño hexagonal externo. Cuando el tornillo recibe un par de torsión por primera vez, se produce el contacto entre las roscas; después de unos segundos o minutos, las superficies entre los componentes en el área de contacto se deforman y fluyen. Clínicamente, los resultados actuales indican que los tornillos de retención deben volver a apretarse después de 3 min de inserción antes de que ocurra la carga masticatoria	La configuración cónica puede distribuir la carga a lo largo del dispositivo y el hueso circundante de manera más homogénea que tanto el hexágono externo como las conexiones internas tradicionales. Evaluación de deformaciones en diferentes después de la aplicación repetida del par de apriete: Se observaron daños en las roscas de los tornillos del pilar, antes y después de la carga, en las conexiones implante-pilar externas e internas. Evaluación de la capacidad de sellado de Conexiones de implantes actuales contra la microfiltración: Todas las conexiones presentaron algunos microespacios y microfiltraciones bacterianas.
24	In vitro- Young- Gun Shin, 2016	4 grupos de n=10 c/u. (IS),(ID),(ES),(E D)	El uso de un doble tornillo en la prevención del aflojamiento del tornillo del pilar	El uso de un doble tornillo del pilar, tanto en EC, e IC es válido para prevenir el aflojamiento.	La (ED) y (ID) exhibieron una alta postcarga y (ED), (ES), baja poscarga comparada con (IS),(ID).
25	In vitro termociclado Swamid ass RS 2021	5 grupos de n=10 c/u (NB-20), (DA20), (C3D-20), (NB-0), (GA0),	Con respecto a los cambios de valor en el torque reverso, del conducto de acceso angulado en coronas atornilladas, es aceptable para restauraciones anteriores implantosoportadas	1. Las coronas de canal de acceso angulado funcionan de manera comparable con el acceso no angulado después de la carga cíclica. 2. Coronas con canales de acceso angulados que tienen Valores de torque inferiores al recomendado por el fabricante, presentan > diferencias del torque. 3. Las coronas Gold-Adapt, hechas de una aleación de oro, demostró mayor porcentaje de pérdida de torque comparación con todos los demás grupos.	Comparar si existen diferencias en el valor del torque de restauraciones anguladas a 20°, comparadas con 0°
26	In vitro Will C. Martin DMD 2001	4 grupos de n= 20 c/u. (Gt),(Tt),(Ga),(T a)	Modificación en aleaciones y tratamientos de superficie de los tornillos Una segunda parte usa el valor de remoción del torque, que calcula la precarga del tornillo Disminuye la fricción, aumenta la precarga. La presencia de residuos en la producción y la inclinación de los tornillos pueden relacionar el hecho de que no todas las roscas toquen de manera uniforme.	Los tornillos del pilar Gt y Tt , con superficies mejoradas ayudan a Reducir el coeficiente de fricción , genera mayores ángulos de rotación y aumentan los valores de precarga que la aleación convencional de Au y Ti Se necesitan más estudios para probar el punto en el que la reducción de la fricción es demasiado alta y, por lo tanto, puede promover el aflojamiento del tornillo. una reducción en torque de remoción da como resultado un aumento en la fuerza de sujeción.	El desgaste del tratamiento de superficie del tornillo del pilar después de varios ciclos de apriete y aflojamiento efecto "gallin" que ocurre en el Ti. Cuando el titanio se desliza en contacto con otros metales de dureza similar, el coeficiente de fricción es inicialmente bastante bajo. El aumento en el coeficiente es atribuible a la tendencia a agrietarse del titanio, efecto "galling" bajo repetidos procedimientos de apriete y aflojamiento, se encontró que las partículas de titanio se transferían a la otra superficie, recubriéndola lo suficiente para que el titanio finalmente se deslizara contra el titanio.
27	In-Vitro Seong Kyun Kim 2012	4 grupos con n= 7 en cada grupo	Analizar y comparar el aflojamiento de tornillo pesante con varios pilares intercambiables unidos al	El uso de pilares e implantes de la misma casa son recomendables. Por diferencias en composición	La falla de la interfase ocurre en dos etapas. 1.Cuando se aplican fuerzas externas, como masticar, transferidas a las roscas de unión,

			sistema ITI, de conexión interna, bajo carga cíclica.	química, como el grado de Ti, y características físicas. Factores para la estabilidad del tornillo tres: 1.precarga adecuada, ajuste preciso de los componentes 2.acoplados al implante, 3.características antirrotacionales básicas en la interfaz implante-pilar.	estas se deslizan y / o se desgastarán, lo que provocará una Disminución de la altura y precarga de un tornillo. La precarga disminuida conducirá a la pérdida de torque. de roscas y contacto directo entre el tornillo y el implante.
28	In-Vitro Moham med 2016	40 coronas individuales atornilladas a implantes hexagonales externos e internos. Los tornillos de pilar de titanio preparados se clasificaron en 8 grupos según el número de roscas (n = 5 por grupo): EH 12,5, 6,5, 3,5, 2,5 y IH 6,5, 5, 3,5, 2,5 hilos	-Principales causas del aflojamiento del tornillo: efectos excesivos de flexión y asentamiento de la articulación pilar-implante (AI) y la precarga. - <u>Bickford describió el desarrollo del aflojamiento de tornillos en dos etapas:</u> 1.La carga funcional continua inicialmente causa deslizamiento entre los hilos liberando la tensión del tornillo y resultando en una precarga disminuida. 2.Posteriormente, la precarga cae por debajo de un valor exigente y por tanto fuerzas externas hacen girar la rosca del tornillo impidiendo su funcionamiento	Los implantes hexagonales externos con longitudes de tornillo cortas fueron mejores que los implantes hexagonales internos con longitudes de tornillos cortas en el mantenimiento del torque después de la carga cíclica.	- el tornillo de pilar consta de un asiento de cabeza plana, vástago largo y 6 roscas. Sopwith informó que <u>el número de hilos enganchados no era muy significativo</u> porque la mayoría de las cargas fueron transportadas por los primeros 3 a 4 hilos. Además, un número mínimo de hilos podría reducir la fricción. El número de roscas de los tornillos de pilar en los sistemas de implantes disponibles comercialmente varía de 6 a 12,5 en los implantes EH y suele ser más corto de 7,5 en implantes IH. - los tornillos cortos de más de 3,5 roscas tenían suficiente resistencia a la fractura para proteger la integridad de la articulación AI en los implantes EH.
29	In-Vitro Spazzin 2010	20 modelos. 2 niveles de adaptación: adaptación pasiva (AP) e inadaptación (D). Se evaluaron dos técnicas de apriete de tornillos: torque inicial (T1); y torque después de 10 min (T2). Se utilizaron tornillos de oro y titanio, resultando en 4 grupos para cada material	- Factores que influyen el aflojamiento del tornillo: La falta de pasividad de las dentaduras Torque insuficiente Sobrecarga biomecánica Diferencias en el material o diseño del tornillo El asentamiento del tornillo - Las prótesis implantosoportadas de unidades múltiples no presentan un ajuste perfecto, por lo que se crean tensiones estáticas residuales y su magnitud depende de la amplitud del desajuste	Para los tornillos de titanio, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas	- Cuando se aplica torque a un tornillo, la energía se gasta en alisar las irregularidades de la superficie para mantener las superficies juntas. Después del enganche de la rosca, las asperezas de la superficie se aplanan y se aplica un par de entrada adicional hacia el alargamiento del tornillo y la generación de precarga. - se han propuesto niveles de ajuste aceptable entre 10 y 150 µm
30	In-Vitro Yilmaz B 2014	se utilizó en este experimento para reducir las variaciones que entre diferentes lotes y fabricantes.	La investigación comparó el efecto del uso de tornillos de retención de oro o titanio sobre la precarga en el complejo implante-pilar dental. Una precarga inadecuada puede resultar en el aflojamiento del tornillo, mientras que la fractura puede ocurrir si la precarga es excesiva.	Los tornillos en oro generan valores de precarga más altos que el titanio. PRECARGA, EFECTO DE ASENTAMIENTO Y un TORQUE superior a las recomendaciones del fabricante, correspondiente al 125% del par estipulado, dio como resultado valores de precarga consistentemente más altos.	El aflojamiento de los tornillos durante el primer año es el problema más común para el 42% de las prótesis maxilares y el 27% de las mandibulares.1.

31	In vitro Panadero o 2020	<p>Total de 60 tornillos se dividieron en 2 grupos según su morfología</p> <ul style="list-style-type: none"> -tornillos con cuerpo liso y zona apical roscada -tornillos con cuerpo completamente roscado) 	<ul style="list-style-type: none"> - Incidencia: entre 0% y 10,4% en estudios con Seguimiento a los 5 años y el 29% con un seguimiento de 20 años. - La fractura del tornillo puede ocurrir como resultado de: Un torque inadecuado entre el implante y la prótesis. 	<ul style="list-style-type: none"> - El método mecánico fue más efectivo para la extracción de tornillos que el método convencional. - La morfología del tornillo también tuvo un significado en la influencia en la extracción, por lo que el diseño del tornillo con rosca apical tardó menos en extraer. 	<ul style="list-style-type: none"> - De los 60 tornillos, 51 se extrajeron en menos de 10 minutos, lo que representa una tasa de éxito del 85%. El tiempo medio necesario para extraer los fragmentos de tornillo fue de $1,26 \pm 1,05$ minutos. - El método convencional: una tasa de éxito del 73,3% -El método mecánico 96,7% de éxito. -tuvieron una mayor extracción tasa (93,93%) que el tipo B (Tornillo con cuerpo completamente roscado) (76,7%)
32	In-Vitro Seloto 2018	<p>Total de cuatro grupos (n = 10 en cada grupo).</p> <p>Grupos:</p> <ul style="list-style-type: none"> - (GC), no se utilizó ningún agente de sellado. - se utilizaron tres agentes de sellado diferentes en la interfaz del tornillo del pilar / implante: -Agente de sellado anaeróbico para torque medio (ASMT) -Agente de sellado anaeróbico para torque alto (ASHT) -Agente de unión a base de cianoacrilato (CYAB) 	<ul style="list-style-type: none"> - Incidencia: tasa del 12,7%. - Estabilidad unión implante pilar puede dañarse y fallar cuando: la precarga disminuye, de modo que las fuerzas externas provocan el deslizamiento de las roscas de los tornillos y las vibraciones provocan que el tornillo se afloje - El coeficiente de fricción y la precarga están directamente relacionados y son inversamente proporcionales. 	<ul style="list-style-type: none"> - el ASHT y el CYAB representaron una influencia positiva en el Retorque (pérdida de precarga) de las uniones roscadas. 	<ul style="list-style-type: none"> - Los aumentos en la dureza y rugosidad del material también aumentan el coeficiente de fricción, que puede reducirse mediante la lubricación de los componentes y la consiguiente reducción de la fuerza de corte. - Los materiales evaluados en este estudio juegan un papel en la lubricación debido a su viscosidad, que puede reducir la fricción y aumentar la precarga. - <u>Los agentes de sellado anaeróbicos utilizados en los grupos ASMT y ASHT son:</u> Resinas mono componentes que se endurecen a temperatura ambiente en ausencia de oxígeno. Estos agentes también llenan los espacios vacíos en las regiones rugosas entre el tornillo y las paredes del implante, creando una estructura única que absorbe las vibraciones y los golpes. Además, los agentes de sellado permiten el aflojamiento de los tornillos, preservando la recuperabilidad de la unión del tornillo y la extracción de la prótesis cuando sea necesarios
33	In-Vitro SHINOH ARA 2019	<p>tornillos (titanio puro; Ti4S, aleación de titanio; TiAS)</p>	<ul style="list-style-type: none"> -Incidencia: casos de restauración de un solo diente, el 55,7% experimenta el aflojamiento del tornillo del pilar dentro de 1 año después de que se ha colocado la superestructura), con 24,2% después de 2 semanas y 5,7% después de 4 semanas. -Según Osman y Swain, el titanio puro de grado 4 tiene un límite elástico de 483 MPa, mientras que el Ti-6Al-4V tiene un límite elástico más alto, 860 MPa.28), y esto puede hacer que el aflojamiento ocurra con menos facilidad con TiAS, ya que se deformó con menos facilidad en las pruebas de carga cíclica en el punto excéntrico. 	<ul style="list-style-type: none"> -Los tornillos de titanio puro mostraron más aflojamiento que los tornillos de aleación de titanio. -No hubo diferencia en el aflojamiento de los tornillos antes y después de la prueba en el punto céntrico. 	<ul style="list-style-type: none"> - los materiales de los tornillos de pilar para implantes de zirconia deben tener preferiblemente una resistencia próxima a la de la zirconia, y también una alta tenacidad a la fractura.
34					

	<p>Revision sistemática</p> <p>Gupta 2015</p>	<p>Revisión de literatura</p>	<p>- Diseño de cabeza de tornillo: Para maximizar la precarga y minimizar la pérdida de torque de entrada por fricción, <u>la cabeza del tornillo debe ser más ancha que el diámetro de la rosca</u>. La cabeza de un pilar debe ser plana en la mayoría de los casos. Un diseño de cabeza cónica reduce el efecto de sujeción y reduce la fuerza de tracción en las roscas del tornillo.</p> <p>- Material de tornillo: Los tornillos de oro están diseñados para ser la parte más "flexible" del conjunto del implante. Debido a su mayor módulo de elasticidad que el titanio, permiten un micro movimiento adecuado para distribuir la fuerza al cuerpo del implante.</p> <p>-Diámetro del tornillo Cuanto mayor sea el diámetro, mayor será la precarga que se puede aplicar y mayor será la fuerza de sujeción en la unión roscada.</p>	<p>- Los tornillos de retención de titanio son más fuertes que el oro, pero tienen un módulo de elasticidad más bajo; la fatiga del metal producirá una fractura del tornillo de oro antes de que el tornillo de retención de titanio se vea afectado.</p> <p>-El aflojamiento del tornillo ocurre cuando las fuerzas de separación de la junta que actúan sobre la junta del tornillo son mayores que las fuerzas de sujeción que mantienen unida la unidad de tornillo.</p> <p>-El asentamiento ocurre cuando las interfaces de los puntos ásperos se aplanan bajo carga / micro movimientos, ya que son las únicas superficies en contacto cuando se aplica el par de apriete inicial.</p> <p>-Proceso de aflojamiento de tornillo: se ha descrito en dos etapas. <u>Inicialmente</u>, las fuerzas externas, como la masticación, aplicadas a la unión del tornillo provocan un deslizamiento.</p>	<p>-Un tornillo de cabeza plana distribuye las fuerzas de manera más uniforme dentro de las roscas y la cabeza del tornillo.</p> <p>- La aleación de titanio tiene cuatro veces más resistencia a la rotura por flexión que el titanio de grado 1. Por lo tanto, los tornillos de pilar hechos de titanio de grado 1 se deformarán y fracturarán más fácilmente que la aleación.</p> <p>-Los tornillos de retención de titanio son más fuertes que el oro, pero tienen un módulo de elasticidad más bajo; la fatiga del metal producirá una fractura del tornillo de oro antes de que el tornillo de retención de titanio se vea afectado.</p> <p><u>-La principal desventaja de los tornillos de retención de titanio es su tendencia a causar excoりaciones, lo que da como resultado una fricción excesiva entre las dos superficies de contacto al causar una soldadura localizada con una mayor rugosidad de las superficies de contacto.</u></p> <p>-la incidencia de aflojamiento del tornillo fue del 7,3% después de 5 años en conexiones tanto externas como internas.</p>
35	<p>Elementos finitos Breeding LC. 1993</p>	<p>Se diseñaron dos tipos de modelos tridimensionales para el primer molar mandibular: implante a nivel de hueso e implante a nivel de tejido. Cada grupo constaba de un implante, hueso, pilar, tornillo y corona.</p>	<p>Se comparó la cantidad de torque requerido para aflojar los tornillos de tres combinaciones diferentes de pilar / implante atornillado antirrotacional (con y sin sellador adhesivo aplicado) después de aplicar 6 kg de fuerza durante los movimientos intraorales simulados..</p>	<p>Las combinaciones pilar / implante probadas fueron: Implantes Calcitek Integral Omnilock con diseño octogonal interno y pilares antirrotacionales Integral Omnilock (Calcitek, Carlsbad, CA) (n = 10); Implantes Bio-Vent con diseño hexagonal interno y pilares antirrotacionales Hex-lock (Dentsply / Core-Vent, Encino, CA) (n = 10); e Implantes Minimatic con diseño hexagonal externo y pilares unitarios antirrotacionales (Minimatic, Deerfield Beach, FL, (n = 10), una réplica de un premolar se enceró un reborde marginal directamente sobre uno de cada tipo de pilar antirrotación.</p>	<p>1.El sistema Calcitek Omnilock con octágono interno y el sistema Minimatic con hexágono externo no mostraron disminuciones significativas en el torque requerido para aflojar los tornillos durante las pruebas de funcionamiento simulado de 1 mes o 6 meses.</p> <p>2. El sistema Core-Vent con el hexágono interno mostró una disminución significativa en la cantidad de torque requerido para aflojar los tornillos en la simulación de 1 mes, pero no en la simulación de 6 meses.</p> <p>3. Ceka I3ond no aumentó significativamente la cantidad de torque necesario para aflojar los tornillos para los sistemas de implantes Calcitek o Minimatic.</p> <p>4. Cuando se utilizó Ceka Bond con el sistema Core-Vent, se requirió mucho más torque para aflojar los tornillos.</p>
36	<p>Revisión sistemática Mizumoto 2021</p>	<p>El propósito de esta revisión sistemática fue clasificar y organizar las diversas técnicas informadas para el manejo de pilares fracturados o</p>	<p>TÉCNICAS CLÍNICAS PARA EL TRATAMIENTO DE TORNILLOS ROTOS Examen y diagnóstico Según el tipo de riesgo, (Riesgo bajo: Instrumentación básica y ultrasonido, Riesgo moderado: modificación de tornillos, Alto riesgo: modificación implante</p>	<p>Tabla 1. Técnicas de recuperación de tornillos organizadas por riesgo Y DIFERENTES AUTORES</p>	<p>Árbol de decisiones basado en riesgos para la gestión de tornillos fracturados.</p>

		tornillos protésicos			
37	In-Vitro Dhingra 2013	<p>Comparó pilares Zr (Atlantis, Astra Tech) con un grupo de control de pilares Ti (Atlantis, AstraTech).</p> <p>-Los tornillos para ambos grupos estaban hechos de aleación de Ti pero en dimensiones ligeramente diferentes, según lo proporcionado por el fabricante.</p>	<p>- precarga: fuerza de tracción dentro del tornillo desarrollada por un torque. La fuerza de tracción sobre el tornillo induce una fuerza de sujeción por compresión entre las piezas. Esta fuerza es proporcional a la magnitud de la precarga. Durante la precarga se produce un alargamiento de las roscas de los tornillos, lo que pone en tensión el vástago y las roscas. La recuperación elástica del tornillo mantiene unido el conjunto y actúa como fuerza de apriete para la articulación.</p>	<p>-Los pilares Zr proporcionaron soporte para las coronas sin aflojamiento de los tornillos ni fracturas.</p> <p>- En el caso del sistema de pilar Zr, se produjo una mayor deformación plástica del tornillo en la zona de las roscas. En el sistema de pilares de Ti, se observó una mayor deformación plástica en el vástago</p>	<p>- La libertad rotacional de más de 3 grados en la interfaz implante pilar aumentaban la posibilidad de aflojamiento del pilar y del tornillo, mientras que la rotación de menos de 2 grados reducía significativamente esta posibilidad.</p>
38	In-Vitro Seong Kyun Kim 2009	4 grupos con n= 7 en cada grupo	<p>Analizar y comparar el aflojamiento de tornillo pesante con varios pilares intercambiables unidos al sistema ITI, de conexión interna, bajo carga cíclica.</p>	<p>El uso de pilares e implantes de la misma casa son recomendables. Por diferencias en composición química, como el grado de Ti, y características físicas.</p> <p>Factores para la estabilidad del tornillo tres:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1.precarga adecuada, ajuste preciso de los componentes 2.acoplados al implante, 3.características antirrotacionales básicas en la interfaz implante-pilar. 	<p>La falla de la interfase ocurre en dos etapas.</p> <ol style="list-style-type: none"> 1.Cuando se aplican fuerzas externas, como masticar, transferidas a las roscas de unión, estas se deslizan y / o se desgastarán, lo que provocará una Disminución de la altura y precarga de un tornillo. La precarga disminuida conducirá a la pérdida de torque. de roscas y contacto directo entre el tornillo y el implante.
39	Revisión sistemática Ana Sofia Vinhas 2020	<p>Revisar la evidencia que indica si el tipo de conexión implante-pilar es significativo con respecto a los siguientes aspectos: (1) mantenimiento de la precarga en estudios in vitro estáticos y dinámicos; (2) evaluación de posibles deformaciones en las interfaces implante-pilar, después de la aplicación repetida del par de apriete; (3) evaluación de la capacidad de sellado de dif Conexiones de implantes existentes contra la microfiltración.</p>	<p>En un análisis dinámico de elementos finitos, con ciclos repetitivos de aplicación de carga, se observó falta de contacto entre la cabeza del tornillo y la prótesis, demostrando que los desatornillamientos y fallas podrían originarse por esta separación y por los mayores niveles de tensiones generadas sobre la superficie.</p>	<p>Mantenimiento de la precarga: Las conexiones internas tienen un valor de precarga superior al del diseño hexagonal externo. Este fenómeno supone que todas las superficies mecanizadas presentan un cierto grado de microtenacidad, por lo que las superficies no son perfectamente planas. Por tanto, cuando el tornillo recibe un par de torsión por primera vez, se produce el contacto entre las roscas; después de unos segundos o minutos, las superficies entre los componentes en el área de contacto se deforman y fluyen. Clínicamente, los resultados actuales indican que los tornillos de retención deben volver a apretarse después de 3 min de inserción antes de que ocurra la carga masticator</p>	<p>La configuración cónica puede distribuir la carga a lo largo del dispositivo y el hueso circundante de manera más homogénea que tanto el hexágono externo como las conexiones internas tradicionales. Evaluación de posibles deformaciones en difInterfaces diferentes después de la aplicación repetida del par de apriete: Se observaron daños en las roscas de los tornillos del pilar, antes y después de la carga, en las conexiones implante-pilar externas e internas. Evaluación de la capacidad de sellado de difConexiones de implantes actuales contra la microfiltración: Todas las conexiones presentaron algunos microespacios y microfiltraciones bacterianas. Sin embargo, el rendimiento de los sistemas de conexión cónica pareció ser superior al de otros sistemas</p>

40	Elementos finitos Mikel Abasolo 2018	Elementos finitos	Entender el comportamiento del tornillo en prótesis implantosoportadas, para estimar el espacio vertical admisible en términos de fatiga y transferidos al tornillo	el valor de desajuste vertical aceptable fue igual o inferior a 40 mm, pero este valor puede depender de la geometría del implante, la posición y orientación de las desadaptaciones, el nivel de osteointegración del implante y la geometría de las capas ósea.	Finalmente, el titanio y la aleación de Co-Cr fueron los dos materiales utilizados para la estructura; como el titanio es mucho más flexible que la aleación de Co-Cr Se esperaba que el comportamiento mecánico fuera diferente, es decir, se comportaron igual
41	In -Vitro Ki-Seong Kim 2020	5 grupos n=10 en cada uno	El objetivo de este estudio fue evaluar y comparar la relación entre el nivel de torque aplicado y el asentamiento de pilares en implantes en la conexión implante-pilar externa e interna. El estudio demostró la importancia de un apriete de torque constante utilizando medidores en todos los procedimientos clínicos y de laboratorio. Para minimizar el efecto de sedimentación en función del torque aplicado, se recomienda que los tornillos de los pilares deben volver a apretarse al menos dos veces a un par de 30 N cm a 10 min	Este efecto de sedimentación provoca dos tipos de problemas clínicos en las prótesis de implantes. La primera ocurre en una variación de fabricación (produce diferencias en la posición vertical) en las longitudes totales de los conjuntos pilar / implante generado en función del torque aplicado en la conexión implante-pilar externo e interno para las prótesis de implante y la segunda es el aflojamiento de tornillos, que se genera bajo una carga funcional en la cavidad bucal. Si se aplicaran torques diferentes en cada paso, las discrepancias en las posiciones de los pilares podrían provocar la pérdida de ajuste pasivo y distorsión de la superestructura.	Asentamiento (flujo de relajación), que es la principal causa del aflojamiento de los tornillos, se desarrolla por la microrrugosidad entre el implante y la superficie metálica del pilar. El mecanismo de "efectos de asentamiento" es basado en el hecho de que ninguna superficie es completamente lisa. El asentamiento ocurre cuando los puntos ásperos se aplanan bajo carga, porque son las únicas superficies en contacto cuando el torque inicial es aplicado. cuando el efecto de asentamiento total es mayor que el alargamiento elástico del tornillo, las fuerzas de sujeción para mantener el tornillo en su lugar ya no existen entre las superficies (Jo'rne'us et al. 1992).
42	In-Vitro Andrew Cantwell 2004	El estudio utilizó componentes estándar de Nobel Biocare. Tornillos de oro nuevos, se ajustaron con un controlador de par Nobel Biocare ajustado a 10 Ncm, cuando tenía una salida de $12,06 \pm 0,8$ Ncm con una repetibilidad del 95%.	Este estudio probó la hipótesis de que después de una colocación correcta, los tornillos de oro protésicos pierden precarga con el tiempo. Cuanto más centrados estén los componentes individuales entre sí, menos tiempo llevará apretar la unión.	Se puede resumir que el conocimiento de la pérdida de precarga debe ser conocido por los profesionales para evitar este tipo de aflojamiento del tornillo y posterior falla del implante. Las asperezas de la superficie aumentan la resistencia a la fricción de las roscas de los tornillos en contacto y las roscas opuestas, resistiendo la creación de precarga en diversos grados según su configuración y extensión.	El proceso de apriete suaviza las superficies de contacto y reduce las fuerzas de fricción que deben superarse durante la posterior reutilización del tornillo, lo que permite una mayor producción de precarga con el mismo torque aplicado. • La relajación del asentamiento, la deformación plástica localizada y la relajación torsional fueron las causas más probables de esta pérdida de precarga.
43	In -Vitro Ki-Seong Kim 2011	5 grupos n=10 en cada uno	El objetivo de este estudio fue evaluar y comparar la relación entre el nivel de torque aplicado y el asentamiento de pilares en implantes en la conexión implante-pilar externa e interna. El estudio demostró la importancia de un apriete de torque constante utilizando medidores en todos los procedimientos clínicos y de laboratorio. Para minimizar el efecto de sedimentación en función del	Este efecto de sedimentación provoca dos tipos de problemas clínicos en las prótesis de implantes. La primera ocurre en una variación de fabricación (produce diferencias en la posición vertical) en las longitudes totales de los conjuntos pilar / implante generado en función del torque aplicado en la conexión implante-pilar externo e interno para las prótesis de implante y la segunda es el aflojamiento de tornillos, que se genera bajo	Asentamiento (flujo de relajación), que es la principal causa del aflojamiento de los tornillos, se desarrolla por la microrrugosidad entre el implante y la superficie metálica del pilar. El mecanismo de "efectos de asentamiento" es basado en el hecho de que ninguna superficie es completamente lisa. El asentamiento ocurre cuando los puntos ásperos se aplanan bajo carga, porque son las únicas superficies en contacto cuando el torque inicial es aplicado. cuando el efecto de asentamiento total es mayor que el

			<p>torque aplicado, se recomienda que los tornillos de los pilares deben volver a apretarse al menos dos veces a un par de 30 N cm a 10 min</p>	<p>una carga funcional en la cavidad bucal. Si se aplicaran torques diferentes en cada paso, las discrepancias en las posiciones de los pilares podrían provocar la pérdida de ajuste pasivo y distorsión de la superestructura.</p>	<p>alargamiento elástico del tornillo, las fuerzas de sujeción para mantener el tornillo en su lugar ya no existen entre las superficies (Jorneus et al. 1992).</p>
44	In- Vitro Paul Binom 1998	5 especímenes	<p>independientemente de su rigidez inherente, los materiales de impresión no inhibirán la vibración o el movimiento lateral dentro del complejo implante-pilar. Sobre la base de los resultados de esta prueba, el protocolo de estabilización de tornillos recomendado no mejora la resistencia de los tornillos al aflojamiento en comparación con la técnica convencional que requiere la aplicación de 20 Ncm de torque de apriete con un torque llave inglesa.</p>	<p>. Los resultados de las pruebas en este estudio indicaron lo siguiente. 1. El apriete de la mano, material de impresión / algodón La técnica de sellado de acceso al tornillo de pellets no inhibe atornillar de nuevo. 2. El material de impresión / técnica de bolitas de algodón es un método viable para sellar el orificio de acceso al tornillo</p>	<p>No se puede confiar en el procedimiento evaluado en este artículo para evitar que los tornillos de los pilares se aflojen. La estabilidad de la unión roscada a largo plazo solo se puede obtener cuando se optimizan todos los factores de control críticos Sakaguchi y Borgersen han demostrado que la carga fuera del eje da como resultado un micro movimiento dentro el complejo de la interfase que finalmente conduce al aflojamiento del tornillo.</p>
45	Elementos Finitos Zhang 2019	Propósito: encontrar la influencia del torque del tornillo en el tornillo protésico y el complejo pilar-implante atornillado en el uso a largo plazo.	<p>Un torque demasiado grande de los tornillos hace que la rosca se comprima y provoque la deformación plástica, incluso rompe los tornillos. Una tensión mayor que el límite elástico, significa que se produce una deformación permanente y el componente sufre un daño</p>	<p>el par de apriete no solo afecta significativamente a la tensión del tornillo protésico, sino también a la tensión del pilar atornillado. Según el estudio, se recomienda un par de apriete inferior a 18 N · cm para garantizar la funcionalidad del sistema de implantes.</p>	<p>El torque afecta no solo a la distribución de la tensión del tornillo protésico. Un torque más alto conduce a que se produzca una mayor tensión en el tornillo protésico porque una mayor presión del tornillo aprieta fuertemente el tornillo protésico.</p>
46	In-Vitro Stefania C. Kano 2006	4 grupos N=12	<p>Se ha sugerido que la pérdida de torque aplicado es menor en los pilares de metal maquinados que en los pilares de plástico fundido. La geometría de la interfaz del componente, la cantidad de tolerancia de maquinado proporcionada y la pasividad del componente pueden afectar el potencial de aflojamiento del tornillo. Se ha demostrado que una plataforma de implante / pilar de gran diámetro mejora la estabilidad y la resistencia al aflojamiento de los tornillos en experimentos de carga cíclica in vitro.6 El ajuste perfecto de los componentes requiere estrictas tolerancias de mecanizado; Si se utilizan tolerancias excesivas, la fatiga por flexión también puede resultar en el aflojamiento del tornillo.</p>	<p>. Los pilares de titanio maquinados retuvieron un porcentaje significativamente mayor de los 30 Ncm torsión aplicada que los pilares moldeados. No se observaron diferencias significativas de los valores de torque entre los pilares moldeados. Los pilares mecanizados retuvieron un porcentaje de torque significativamente mayor en comparación con los pilares fundidos. Los procedimientos de fundición reducen el porcentaje de torsión aplicada, lo que puede influir en la estabilidad final de la unión del tornillo.</p>	<p>Se ha demostrado que la precarga se reduce significativamente cuando se moldean los componentes del pilar, y que esta influencia se puede minimizar si la superficie de contacto está acabada y pulida. La pérdida de valores de torsión en los pilares premecanizados (Grupo 2) fue consistente con los valores de torsión observados en los pilares moldeados de plástico. Este hallazgo respalda la idea de que los procedimientos de colado pueden disminuir los valores de torsión incluso en pilares moldeados previamente mecanizados. Esto puede deberse a que la fundición a menudo produce irregularidades y asperezas en las superficies de contacto que pueden resultar en una mayor relajación del empotramiento y una mayor pérdida de precarga.</p>

47	Elementos Finitos Erica Alves Gomes 2009		la necesidad de pasividad entre prótesis e implantes para evitar que se genere una tensión inapropiada entre la superestructura, los componentes del implante y el hueso que rodea al implantes porque un cierto desajuste de la prótesis ya induce continuamente una carga estática en los implantes de soporte. La presencia de un desajuste puede impedir un ajuste adecuado entre prótesis e implantes durante la precarga del tornillo debido a la rigidez relativa de una prótesis típica y un tornillo de retención. Esto puede causar un contacto asimétrico entre los diversos componentes del sistema.	1. La pérdida de contacto unilateral entre la base de la prótesis y la plataforma del implante, en función de diferentes condiciones de desajuste, resultó en el desplazamiento de todo el sistema y en la alteración de la distribución y magnitud de la tensión a lo largo del sistema, principalmente en las regiones del corona protésica y tornillo de retención. 2. Hubo un aumento significativo del desplazamiento, a niveles micrométricos, en los grupos 3 a 4 (3,1 y 7,8 km, respectivamente) en comparación con el grupo control. 3. Desde una perspectiva general, los grupos 3 y 4, que presentaron inadaptación angular unilateral de 100 y 200 Km, mostraron valores más altos de la tensión más alta en comparación con el grupo de control	Además, Millington y Leung ¹ analizaron la naturaleza y la magnitud de la tensión generada en la superestructura de un implante, cuando están presentes diferentes niveles de ajuste impreciso, mediante análisis fotoelástico. Se crearon desajustes verticales de 6 y 104 Km, verificando una relación positiva entre la discrepancia de tamaño de ajuste y la tensión en la superestructura. Sin embargo, la tasa de aumento de la tensión con el aumento del tamaño de la brecha no fue lineal, como se vio en el estudio actual, siendo el nivel de tensión estática causado por las discrepancias de ajuste dependiente del tamaño, la forma (vertical, horizontal y angular) y localización de la brecha. En asociación, hay que destacar que, clínicamente, podría existir un alto riesgo de fractura del material de revestimiento de la superestructura metálica, principalmente la cerámica, en esta zona, en los grupos 2, 3 y 4 una vez que se haya reducido su espesor debido a la reducción del contacto entre la base de la prótesis y el implante.
48	In-Vitro Piermatti 2006	4 sistemas de implantes: Branemark (Nobel Biocare, Yorba Linda, CA); Bio-Lok (Bio-Lok International, Deerfield Beach, FL); Astra Tech (Astra Tech Inc., Waltham MA); y Screw-vent (Zimmer Dental, Carlsbad, CA).	- fuerza que mantiene juntos el pilar y el implante se denomina fuerza de sujeción. - La precarga es la tensión inducida en un tornillo cuando se aplica torque. - El tornillo se elonga, poniendo en tensión el vástago y las roscas. La recuperación elástica del tornillo crea la fuerza de sujeción que une la prótesis y el implante. - Los tornillos pasantes generalmente constan de un asiento de cabeza plana, un vástago largo y 6 roscas. Los hilos adicionales son superficiales ya que los primeros 3 hilos llevan la mayor parte de la carga. - El límite elástico del material es importante para el mantenimiento de la precarga, se recomienda torquar solo entre el 75% y el 80% del límite elástico como amortiguador para evitar la deformación permanente.	- Los tornillos de cabeza plana siempre tienen una precarga más alta en cualquier rango de torque dado que los tornillos cónicos o biselados y, por lo tanto, son más estables. - Con respecto al diseño de implantes, no se observó diferencia entre el comportamiento de la conexión interna y los sistemas de implantes hexagonales externos. - El sistema Bio-Lok, utiliza un tornillo con un vástago corto y grueso y con un diseño de muñón, demostró una menor pérdida de torque, con su mayor rigidez parece resistir eficazmente las fuerzas de apertura de la junta. - Este tornillo se diferencia de los otros 3 sistemas que tienen un tornillo con un vástago largo y estrecho.	- Todos los tornillos nuevos poseen algunas superficies de rosca de textura rugosa como resultado del proceso de mecanizado. Cuando se aplica el torque, la energía se disipa en alisar las superficies de contacto. - Durante el asentamiento: se producirá una adaptación más estrecha de las roscas debido a que la interfaz tornillo-implante experimenta micro movimientos y desgaste de las superficies de contacto. Las superficies rugosas y las grandes cargas externas tienden a aumentar este efecto y dan como resultado un mayor asentamiento. - Aproximadamente el 90% del par de entrada se utiliza para superar la fricción y solo el 10% para inducir la precarga. - Los tornillos de aleación de oro, que tienen un coeficiente de fricción mucho más bajo, se pueden apretar con mayor eficacia a precargas más altas y no se adhieren al titanio. Un tornillo de aleación de oro puede alcanzar precargas de más de 890 N a aproximadamente el 75% de su límite elástico.
50	In-Vitro Jaarda MJ 1994	Tres grupos Dentium Osstem Straumann	El objetivo de este estudio fue determinar la estabilidad del diseño y la fabricación asistidos por ordenador (CAD / CAM) y del pilar prefabricado	No hubo diferencias significativas en el aflojamiento inicial del tornillo entre el pilar original y el pilar personalizado en ningún grupo.	El resultado del deslizamiento relativo entre la interfaz del pilar y el implante, que se produce a alta presión de contacto da como resultado una alta fuerza de fricción. Esto da como resultado la ruptura de

			<p>midiendo el torque antes y después de la carga cíclica.</p>	<p>2. No hubo diferencias significativas entre el torque de apriete inicial, el primer torque de extracción y el segundo torque de extracción en ningún grupo con pilares originales o personalizados.</p>	<p>las capas de óxido de la superficie y la fusión por aspereza, lo que se denomina soldadura en frío. La estabilidad de la articulación entre el pilar del implante y la fijación se ve influida por múltiples factores. El "efecto de soldadura en frío" es uno de ellos, El efecto de soldadura en frío está relacionado con el alargamiento del tornillo y la resistencia a la fricción en la interfaz. En este estudio, la estabilidad de la articulación entre el implante y el pilar aumentó debido a la soldadura en frío.</p>
51	Revisión sistemática Binon Paul 2000	Estudio de la interfaz, implante, longitudes, superficies, plataformas, diseños.	<p>Las conexiones de la interfaz del implante se distinguen generalmente por un acoplamiento que es superior (externo) o inferior (interno) a la superficie coronal del implante.</p> <p>Conexiones externas representativas</p> <p>Características no rotacionales internas: octogonal, hexagonal, y tornillo cónico.</p> <p>4 características no rotacionales internas: cilindro hexagonal (A), tubo de levas (B) y cilindro de levas</p>	<p>Es importante conocer cada uno de los aditamentos y sus características para dar un adecuado manejo en la rehabilitación.</p>	<p>10 criterios: (1) osteointegración predecible; (2) estudios clínicos controlados que validan el rendimiento durante un período de 5 años o más en diferentes situaciones de calidad, carga y restauración ósea; (3) interacción óptima de la superficie con el hueso; (4) flexibilidad protésica y aplicaciones; (5) rentabilidad: calidad versus costo; (6) excelentes tolerancias; (7) sellado amigable con el tejido / interfaz; (8) estabilidad de la interfaz / estabilidad del tornillo; (9) fácil de usar, es decir, cirugía fácil, restauración fácil; y (10) perfil de emergencia y estética óptimos.</p>
52	In vitro-Hanan Nejer Al-Otaibi BDS 2018	PPF de arco completo, sostenidas por cuatro implantes. Protocolo de aplicación de torque: inmediato, 10 segundos y 30 segundos.	<ul style="list-style-type: none"> • Paciente edéntulo • Tipos de complicaciones en cementadas y atornilladas • Torque adecuado para reducir aflojamiento del tornillo. <p>Deformación plástica.</p>	<p>Mantener un torque durante un tiempo prolongado a (10 segundos o 30 segundos) no se asoció significativamente con una precarga más alta que la aplicación de torque instantáneo en arco completo prótesis implantosoportada.</p>	<p>Es necesario buscar mayor precarga para lograr estabilidad y éxito de ppf implantosoportadas a pesar de la deformación plástica.</p>
53	In vitro-Jeng M. 2017	Evalúa el rendimiento de la fatiga por carga de diferentes tipos de implantes de conexión interna: según el tipo de 3 niveles de torque aplicados basados en el límite elástico del tornillo.	<ul style="list-style-type: none"> • Factores que afectan aflojamiento del tornillo. • Definición de precarga y precarga optima <p>Se aplicaron: torque recomendado (25 Ncm), un 10% menos y un 10% más que la relación entre el torque recomendado</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Los implantes tipo (RS) mayor resistencia a la fx estática, debido al micro movimiento y al gap. • Los dos tipos de implantes pueden soportar una carga superior a 20 Kg durante más de 20 años 	<p>El valor optimo del torque del tornillo sigue siendo controvertido para las diferentes conexiones implante pilar. A pesar de la carga a la que sometieron los implantes y los 3 niveles de torque aplicados según el límite elástico del tornillo, no se reportaron aflojamiento o fx del tornillo.</p>
54	Elementos Finitos Silva GC 2014		<p>La estabilidad mecánica de los componentes protésicos en el complejo implante-prótesis es esencial para el éxito a largo plazo de las restauraciones.</p>	<p>la confiabilidad fue mayor para ambos grupos con el tornillo revestido que con el tornillo sin recubrimiento. Los modos de falla diferían entre los grupos recubiertos y no recubiertos.</p>	
55	In Vitro Yu H 2019	Geometría del tornillo, Implante-Pilar Tipo de	<p>Una de las principales causas del aflojamiento de los tornillos es la "pérdida de precarga". Varios factores, incluida la</p>	<p>La precarga es la carga inicial cuando se aplica un par al tornillo. La precarga es un factor que contribuye a la</p>	<p>El oro presenta un valor de precarga más alto que otros elementos. Luego le siguen las aleaciones de</p>

		<p>conexión (plataforma hexagonal externa, cono Morse), Propiedades del material, como rigidez, Resistencia, Materiales como oro, titanio, aleación de titanio,</p>	<p>geometría del tornillo, las propiedades del material, en particular la rigidez, la textura de la superficie y el estado de las superficies de contacto, el grado de lubricación, la velocidad de apriete, la integridad de la unión, etc.</p>	<p>estabilidad de las piezas de conexión por tornillo y se ve afectada por varios factores mecánicos. Uno de los cuales es el efecto de asentamiento. El efecto de asentamiento se produce debido a la microrrugosidad en las dos superficies de contacto de modo que cuando se aplica el torque inicial del tornillo, las áreas rugosas colapsan y conduce al aflojamiento del tornillo.</p>	<p>Ti, el Ti con tratamiento superficial y el tipo de material Ti puro [Apretar después de 10 min de torque inicial es eficiente para mantener la precarga. Los lubricantes disminuyen la fricción y, por lo tanto, ayudan a mantener la precarga al regular el efecto de sedimentación.</p>
56	<p>Revisión sistemática S. Nithyapriya 2018</p>	<p>Geometría del tornillo, Implante-Pilar Tipo de conexión (plataforma hexagonal externa, cono Morse), Propiedades del material, como rigidez, Resistencia, Materiales como oro, titanio, aleación de titanio,</p>	<p>Una de las principales causas del aflojamiento de los tornillos es la "pérdida de precarga". Varios factores, incluida la geometría del tornillo, las propiedades del material, en particular la rigidez, la textura de la superficie y el estado de las superficies de contacto, el grado de lubricación, la velocidad de apriete, la integridad de la unión, etc.</p>	<p>La precarga es la carga inicial cuando se aplica un par al tornillo. La precarga es un factor que contribuye a la estabilidad de las piezas de conexión por tornillo y se ve afectada por varios factores mecánicos. Uno de los cuales es el efecto de asentamiento. El efecto de asentamiento se produce debido a la microrrugosidad en las dos superficies de contacto de modo que cuando se aplica el torque inicial del tornillo, las áreas rugosas colapsan y conduce al aflojamiento del tornillo.</p>	<p>El oro presenta un valor de precarga más alto que otros elementos. Luego le siguen las aleaciones de Ti, el Ti con tratamiento superficial y el tipo de material Ti puro [Apretar después de 10 min de torque inicial es eficiente para mantener la precarga. Los lubricantes disminuyen la fricción y, por lo tanto, ayudan a mantener la precarga al regular el efecto de sedimentación.</p>
57	<p>In-Vitro Lee JH. 2018</p>	<p>El objetivo de este estudio fue investigar los efectos del torque de apriete, el ángulo de la cabeza del tornillo de 30 a 180° y el número de rosca de 1 a 7 sobre la fuerza de precarga de los tornillos de pilar</p>	<p>Complicaciones tempranas y tardías, biológicas y técnicas Estas complicaciones solo pueden evitarse optimizando la fuerza de precarga del tornillo del pilar El grado de fricción depende de la calidad de la superficie y está determinado por el proceso de fabricación</p>	<p>El uso de implantes cónicos se puede promover ya que tienen una mejor estabilidad del tornillo en comparación con otros sistemas. La fricción debilita el par de apriete con el que se aprieta el tornillo. Existe fricción entre la cabeza del tornillo y el avellanado de la cabeza del tornillo y entre la rosca interna del implante y la rosca externa del tornillo de pilar. Por lo tanto, el par de apriete se reduce parcialmente para superar la fricción presente en el pilar y la rosca.</p>	<p>la fuerza de precarga de un tornillo depende de la cantidad de fricción, el paso de la rosca y la altura del par de apriete. Esta fuerza de precarga se encuentra entre el pilar y el implante (en una dirección axial pura del implante) y en el vástago del tornillo. Por tanto, la fuerza de precarga también podría medirse en el vástago del tornillo midiendo la deformación elástica del vástago.</p>
58	<p>In-Vitro Erneklint C. 2006</p>	<p>El estudio utilizó componentes estándar de Nobel Biocare. Tornillos de oro nuevos, se ajustaron con un controlador de par Nobel Biocare ajustado a 10 Ncm, cuando tenía una salida de $12,06 \pm 0,8$ Ncm con una repetibilidad del 95%.</p>	<p>Este estudio probó la hipótesis de que después de una colocación correcta, los tornillos de oro protésicos pierden precarga con el tiempo. Cuanto más centrados estén los componentes individuales entre sí, menos tiempo llevará apretar la unión.</p>	<p>Se puede resumir que el conocimiento de la pérdida de precarga debe ser conocido por los profesionales para evitar este tipo de aflojamiento del tornillo y posterior falla del implante. Las asperezas de la superficie aumentan la resistencia a la fricción de las roscas de los tornillos en contacto y las roscas opuestas, resistiendo la creación de precarga en diversos grados según su configuración y extensión.</p>	<p>El proceso de apriete suaviza las superficies de contacto y reduce las fuerzas de fricción que deben superarse durante la posterior reutilización del tornillo, lo que permite una mayor producción de precarga con el mismo torque aplicado. • La relajación del asentamiento, la deformación plástica localizada y la relajación torsional fueron las causas más probables de esta pérdida de precarga.</p>
59	<p>In-Vitro Shin HM 2014</p>	<p>Comparar el efecto de las conexiones</p>	<p>se seleccionaron las conexiones trilobulares para compararlas con el hexágono</p>	<p>Los diseños actuales consisten en una longitud de vástago largo y más roscas para reducir</p>	<p>El proceso de SL (AFLOJAMIENTO DEL TORNILLO) se ha descrito en dos etapas; el primero implica el</p>

		implante-pilar, las angulaciones de los pilares y las longitudes de los tornillos en el aflojamiento de los tornillos (SL) de los pilares precargados mediante el análisis de elementos finitos tridimensionales (3D)	interno y, para ambos tipos de conexión, se consideró el diseño del tornillo de retención de cabeza plana y ranurado, ya que se usa más comúnmente para asegurar el pilar transmucoso al cuerpo del implante.	la fricción. [dieciséis]Por lo tanto, se compararon tornillos tanto cortos como largos, para pilares rectos o angulados con conexiones internas hexagonales o trilobulares.	deslizamiento de las superficies de la UNION, cuando las fuerzas de separación de la unión son lo suficientemente grandes como para provocar el desenganche de las roscas macho y hembras acopladas, lo que se denomina momento de flexión crítico. La segunda fase ocurre cuando la precarga se ha reducido al punto que las fuerzas externas y la vibración hacen que las roscas coincidentes giren, lo que hace que el tornillo se salga.
60	In-Vitro Yeo IS 2014	Modelos impresos en resina con ausencia de molares y premolares, implantes de 11mm para coronas ferulizados y no ferulizados	Propósito: El desplazamiento variable del pilar podría afectar potencialmente los contactos proximales, la posición del borde incisal o la oclusión de las prótesis implantosoportada. Este estudio tuvo como objetivo medir y comparar los desplazamientos de restauraciones ferulizados y no ferulizados en implantes con conexiones cónicas internas cuando los tornillos se aprietan a mano o con un destornillador dinamométrico	Las coronas no ferulizadas se desplazaron en dirección vestibular después de la torsión, y estos desplazamientos fueron significativamente mayores que los desplazamientos vestibulares observados con las restauraciones ferulizadas. En implantes de conexión interna	Yilmaz y col.9 afirmó que un desplazamiento axial de 43 µm puede afectar adversamente la posición del borde incisal, la oclusión y los contactos interproximales de una corona. Los contactos proximales deben ajustarse para permitir el asentamiento de las prótesis con apriete manual; sin embargo, la evaluación final y la modificación de los contactos proximales y la oclusión deben realizarse solo después del apriete final con torque
61	Ensayo Clínico Chen 2021	Revisión	-Los factores que pueden causar la fractura del tornillo del pilar incluyen: la sobrecarga oclusal, los hábitos parafuncionales, el diseño de la conexión del implante al pilar, el diseño del tornillo del pilar, las propiedades del material y la falta o pérdida de una precarga adecuada. -Si el ultrasonico y la instrumentación no pueden aflojar el fragmento, atornille.	Técnica: -Adquirir un historial quirúrgico y restaurativo completo de la restauración. -Coloque gasa 2 x 2 como protección para evitar la aspiración accidental de fragmentos o instrumentos dentales. -Gire el fragmento lentamente en sentido antihorario con un explorador dental afilado (-Utilice aire comprimido sin aceite para secar el fragmento del tornillo antes de colocar un soporte adhesivo para restauración dental. -Repita el paso 4, si es necesario, hasta que se pueda quitar el fragmento de tornillo	-La facilidad para extraer el tornillo fracturado depende del nivel de la fractura. Las fracturas de los tornillos de pilar ocurren con frecuencia en la unión de la cabeza del tornillo y el vástago o en la unión donde comienza la sección roscada. -una combinación de básico y modi fi La instrumentación con un raspador ultrasónico sería el método inicial de elección para eliminar el fragmento fracturado. -La mayoría de las cabezas de los tornillos de pilar tienen diámetros inferiores a 2,5 mm y los vástagos incluso menores
62	Declaraciones de consenso o Heitz M. 2014	Se eligieron tres temas dentro del campo de las complicaciones del tratamiento con implantes y estos abordaron la prevención y el tratamiento de la enfermedad periimplantaria y la prevención de las complicaciones técnicas.	El objetivo de la revisión de Salvi y Zitzmann fue evaluar sistemáticamente si los protocolos antiinfecciosos son efectivos para prevenir las complicaciones biológicas del implante y la pérdida del implante después de un período medio de observación de al menos 10 años después de la entrega de la prótesis	Las complicaciones mecánicas y técnicas deben dividirse en (1) mayor: como fractura del implante, fractura de la estructura, fractura del pilar, pérdida de la prótesis, etc. (2) intermedio: como fractura del pilar, aflojamiento del tornillo del pilar, fracturas de la carilla o de la estructura, complicaciones fonéticas, etc. ; o (3) menor: como aflojamiento del pilar y del tornillo, pérdida de retención, desprendimiento, pérdida del sellado del orificio del tornillo, astillado del material de recubrimiento (para pulir) y ajustes oclusales.	Se recomienda que el médico evalúe cuidadosamente la etiología diferencial del aflojamiento del tornillo, ya que la literatura no distingue entre el aflojamiento del pilar o del tornillo protésico lo suficiente como para concluir qué tipo de tornillo es más probable que se afloje. 2. La fractura del pilar metálico es una complicación poco común. Se recomienda una mayor precaución con los pilares de cerámica. Se recomienda que se respeten los requisitos específicos de materiales de la cerámica al elegir, diseñar y manipular estos pilares.
63	Estudio de caso	Describir una técnica sencilla	-factores que afectan esta conexión e incluyen	1Examine la prótesis y tome una radiografía periapical	-La ventaja de esta técnica es que puede facilitar la ubicación del tornillo

	Patil 2011	para localizar el acceso del pilar-tornillo en caso de que se afloje.	componentes incorrectos, apriete inadecuado, carga excesiva, asentamiento de los tornillos y diseño inadecuado de los tornillos.	intraoral para confirmar el aflojamiento del tornillo de pilar. 2) Prepare una abertura de acceso a través de la porcelana 3.) Obtenga acceso al tornillo de pilar con un destornillador hexagonal y destornillelo por completo. 4).Retire la corona cementada intacta junto con el pilar y el tornillo del pilar, Limpie y desinfecte con una solución de glutaraldehído al 2%. 5).Apriete el tornillo del pilar 6).Llene la abertura de acceso al tornillo con bolitas de algodón y cierre la abertura de acceso con material de restauración.	del pilar, minimizando así el daño a la restauración existente y permitiendo su reutilización
64	In Vitro Ferreira MB 2012	4 grupos de n= 20 c/u. (Gt),(Tt),(Ga),(T a)	Modificación en aleaciones y tratamientos de superficie de los tornillos Una segunda parte usa el valor de remoción del torque, que calcula la precarga del tornillo Disminuye la fricción, aumenta la precarga. La presencia de residuos en la producción y la inclinación de los tornillos pueden relacionar el hecho de que no todas las roscas toquen de manera uniforme.	Los tornillos del pilar Gt y Tt , con superficies mejoradas ayudan a Reducir el coeficiente de fricción , genera mayores ángulos de rotación y aumentan los valores de precarga que la aleación convencional de Au y Ti Se necesitan más estudios para probar el punto en el que la reducción de la fricción es demasiado alta y, por lo tanto, puede promover el aflojamiento del tornillo. una reducción en torque de remoción da como resultado un aumento en la fuerza de sujeción.	El desgaste del tratamiento de superficie del tornillo del pilar después de varios ciclos de apriete y aflojamiento efecto "galling" que ocurre en el Ti. Cuando el titanio se desliza en contacto con otros metales de dureza similar, el coeficiente de fricción es inicialmente bastante bajo. El aumento en el coeficiente es atribuible a la tendencia a agrietarse del titanio, efecto "galling" bajo repetidos procedimientos de apriete y aflojamiento, se encontró que las partículas de titanio se transferían a la otra superficie, recubriéndola lo suficiente para que el titanio finalmente se deslizara contra el titanio.
65	In_vitro Kensuke Igarashi 2017	Los tornillos de pilar de implantes fracturados se pueden recuperar con dispositivos de reparación o rescate.	Paso a paso de técnica según el estado dl tornillo	una técnica de réplica de silicona en Berna y puede ser la método predecible disponible en este momento para evaluar clínicamente el cuerpo interno del implante.	Esta técnica evalúa el estado del implante interno después de la extracción del tornillo de pilar fracturado con un dispositivo de reparación y una impresión de silicona. Este método puede considerarse sencillo y preciso.
66	In-Vitro Elena Hotinski 2018	Siete implantes de corrección de angulación de 12 grados de conexión externa y 7 implantes rectos.	Evaluar el aflojamiento del tornillo del pilar en implantes de corrección de angulación e implantes rectos sometidos a carga oclusal no axial simulada.	Los implantes de corrección de la angulación resistieron el aflojamiento del tornillo significativamente más que los implantes rectos debido al ángulo reducido del tornillo de pilar Carga	los implantes de corrección de angulación resistieron el aflojamiento de los tornillos significativamente fue mucho más que los implantes rectos después de un número prolongado de ciclos de carga.
67	In-Vitro Gustavo Augusto Seabra BARBO SA 2008	Correlación directa entre el nivel de inadaptación vertical en la interfaz de pilar/implante.	En un análisis dinámico de elementos finitos, con ciclos repetitivos de aplicación de carga, se observó falta de contacto entre la cabeza del tornillo y la prótesis, demostrando que los desatornillamientos y fallas podrían originarse por esta separación y por los mayores	Los autores observaron pérdidas del 48-55% del torque aplicado. Estos resultados son similares a los encontrados en el presente estudio (50% de pérdida en promedio). Binon (13) y Binon y McHugh (14) evaluaron el desajuste entre el hexágono externo del implante y el hexágono interno del pilar sobre el desatornillado de los	Se concluye que no hubo una correlación significativa entre los valores de desajustes verticales en la interfase implante / pilar y los valores de pérdida de torque aplicados sobre los tornillos de pilar UCLA. Estos hallazgos indican que un gran punto de inadaptación vertical no implica necesariamente valores de torsión más altos

			niveles de tensiones generadas sobre la superficie.	pilares durante una simulación de la función oral.	
68	In-Vitro R Doolabh 2014	se utilizó en este experimento para reducir las variaciones que entre diferentes lotes y fabricantes.	La investigación comparó el efecto del uso de tornillos de retención de oro o titanio sobre la precarga en el complejo implante-pilar dental. Una precarga inadecuada puede resultar en el aflojamiento del tornillo, mientras que la fractura puede ocurrir si la precarga es excesiva.	Los tornillos en oro generan valores de precarga más altos que el titanio. PRECARGA, EFECTO DE ASENTAMIENTO Y un TORQUE superior a las recomendaciones del fabricante, correspondiente al 125% del par estipulado, dio como resultado valores de precarga consistentemente más altos.	El aflojamiento de los tornillos durante el primer año es el problema más común para el 42% de las prótesis maxilares y el 27% de las mandibulares.1.
69	In-Vitro Johnston 2021	Descripción de técnica para extracción del tornillo fracturado	La sobrecarga de los pilares del implante con una conexión cónica interna puede provocar un desplazamiento axial, pérdida de precarga y aflojamiento del tornillo, lo que permite la aparición de micro movimientos, la creación de momentos de flexión y la aplicación de tensiones de tracción sobre los pilares.	Se describe una técnica para la recuperación de fragmentos de implantes encajados. La técnica es adecuada para pilares de circonio y metal fracturados y bases de titanio que quedan después de la fractura o el desprendimiento del pilar de circonio personalizado de la base de titanio de una prótesis implantosoportada.	Esta técnica sencilla y no invasiva permite la extracción de fragmentos de pilares fracturados o bases de titanio sin poner en riesgo el implante, el hueso circundante o los tejidos blandos.
70	In Vitro Vinnakot a D. 2018	El objetivo de este estudio es comparar el efecto de las conexiones implante-pilar, las angulaciones de los pilares y las longitudes de los tornillos en el aflojamiento de los tornillos (SL) de los pilares precargados mediante un análisis de elementos finitos tridimensional (3D).	Los modelos 3D de implantes (conexión cónica con conexiones hexagonales / trilobulares), pilares (rectos / angulados), tornillos de pilar (cortos / largos) y coronas y huesos se diseñaron utilizando el software Parametric Technology Corporation Creo y se ensamblaron para formar 8 simulaciones. Después de la discretización, se analizaron las tensiones de contacto desarrolladas para aplicaciones de carga vertical de 150 N y oblicua de 100 N, utilizando ABAQUS. Al evaluar el inicio del daño y la carga de fatiga más corta en las roscas de los tornillos, el SL para 2.5, Se estimaron cargas cíclicas de 5 y 10 lakh, utilizando el programa fe-safe. Los valores obtenidos se compararon para determinar la influencia del diseño de la conexión, la angulación del pilar y la longitud del tornillo.	El presente estudio sugiere seleccionar la conexión implante-pilar adecuada en función de la angulación del pilar, así como preferir tornillos largos con más número de roscas para una retención eficaz de la precarga por parte de los tornillos.	En los modelos de pilares rectos, la conexión cónica mostró más daño (14,3% -72,3%) en comparación con el trilobe (10,1% -65,73%) a ciclos de 2,5, 5 y 10 lakh tanto para cargas verticales como oblicuas, mientras que en pilares angulados, el trilobe (16,1% -76,9%) demostró más daño en comparación con el cónico (13,5% -70%). Independientemente del tipo de conexión y la angulación del pilar, los tornillos cortos mostraron un mayor porcentaje de daño en comparación con los tornillos largos.
71	In-Vitro Zipprich H. 2018	El objetivo de este estudio fue investigar los efectos del torque de apriete, el ángulo de la cabeza del tornillo de 30 a 180° y el número de rosca de 1 a 7 sobre la fuerza de precarga de los tornillos de pilar	Complicaciones tempranas y tardías, biológicas y técnicas Estas complicaciones solo pueden evitarse optimizando la fuerza de precarga del tornillo del pilar El grado de fricción depende de la calidad de la superficie y está determinado por el proceso de fabricación	El uso de implantes cónicos se puede promover ya que tienen una mejor estabilidad del tornillo en comparación con otros sistemas. La fricción debilita el par de apriete con el que se aprieta el tornillo. Existe fricción entre la cabeza del tornillo y el avellanado de la cabeza del tornillo y entre la rosca interna del implante y la rosca externa del tornillo de pilar. Por lo tanto, el par de apriete se reduce parcialmente para	la fuerza de precarga de un tornillo depende de la cantidad de fricción, el paso de la rosca y la altura del par de apriete. Esta fuerza de precarga se encuentra entre el pilar y el implante (en una dirección axial pura del implante) y en el vástago del tornillo. Por tanto, la fuerza de precarga también podría medirse en el vástago del tornillo midiendo la deformación elástica del vástago.

				superar la fricción presente en el pilar y la rosca.	
72	In-vitro Sara Reda Sammour 2019	Veinte implantes se dividieron por igual en 2 grupos. 1. Conexión híbrida cónica Conexión hexagonal interna	s. El propósito de este estudio in vitro fue evaluar el aflojamiento del tornillo de dos formas diferentes de diseños de conexión de pilar de implante y dos diámetros de implante midiendo el valor de torque de extracción (RTV) antes y después de la carga cíclica.	Durante la carga oclusal, se produce una pérdida de precarga que puede afectar la estabilidad de la conexión implante-pilar y puede provocar el aflojamiento y la fractura del tornillo. El aflojamiento de los tornillos en los implantes de un solo diente se debe a: la fuerza en cantilever vertical sobre el implante debido al contacto oclusal; y fuerza de mordida lateral como el contacto de equilibrio.	Técnicas para disminuir el aflojamiento de los tornillos: (1) centrar el contacto oclusal (2); inclinación cúspide aplanada (3); aplicar el par de apriete correcto al apretar el tornillo del pilar; (4) estrechando el ancho buco lingual de la corona; y (5) reducir la longitud de la baldosa La conexión del cono mostró que los valores de torque de poscarga eran más altos que el torque inicial debido a la soldadura en frío en la interfaz del pilar del implante.

Tabla 8. Resumen de Resultados.

4. DISCUSIÓN

4.1 Describir los diferentes tipos de tornillo con sus características físicas, morfológicas y mecánicas.

El tornillo pasante es una parte integral de la conexión implante-pilar en la mayoría de los sistemas de implantes; la estabilidad de la conexión del pilar del implante está influenciada por factores como, el diseño de la cabeza del tornillo, longitud del vástago, la geometría del tornillo, los materiales, el diámetro del tornillo, número de roscas, diseño de rosca, la precarga, el efecto de sedimentación y la mecánica general del tornillo^{34,51}.

La longitud del vástago es importante para lograr la elongación de este en el momento en el que se está realizando el apretamiento y generar estabilidad en el tiempo, por lo cual si estos son cortos se reducirá la fricción. Es un estudio realizado por Lee en 2018 Los tornillos pasantes largos mostraron mayor resistencia a la fractura que los tornillos cortos cuando se aplicaron fuerzas estáticas a los conjuntos de implantes. Sin embargo, los tornillos pasantes cortos resistieron y toleraron la

fuerza de mordida máxima con un mínimo de 3,5 roscas de enganche. Clínicamente, los resultados indicaron que el uso de tornillos pasantes largos puede no tener una ventaja mecánica significativa para reducir la tasa de aflojamiento de los tornillos y las complicaciones relacionadas⁴².

Otra característica importante para la estabilidad del tornillo pasante es el diseño de la cabeza del tornillo, siendo esto controvertido para diferentes autores. Gupta 2015 por ejemplo, concluye que la cabeza del tornillo debe ser más ancha que el diámetro de la rosca, además que el diseño de la cabeza debe ser plano, ya que un diseño de cabeza cónica reduce el efecto de sujeción y reduce la fuerza de tracción en las roscas del tornillo³⁴. Albayrak 2020, en sus resultados apoya la sugerencia de que el diseño del tornillo de pilar de cabeza cónica tiene una conexión implante-pilar más estable que el plano. Según Rodríguez 2019 el tornillo de cabeza cónica tiene un área de contacto más del doble que el tornillo de cabeza plana, (figura 9) lo que mejora el uso del tornillo de cabeza cónica, ya que la tensión se disipa en un área más grande, proporcionando al conjunto una mayor unión y estabilidad⁶.

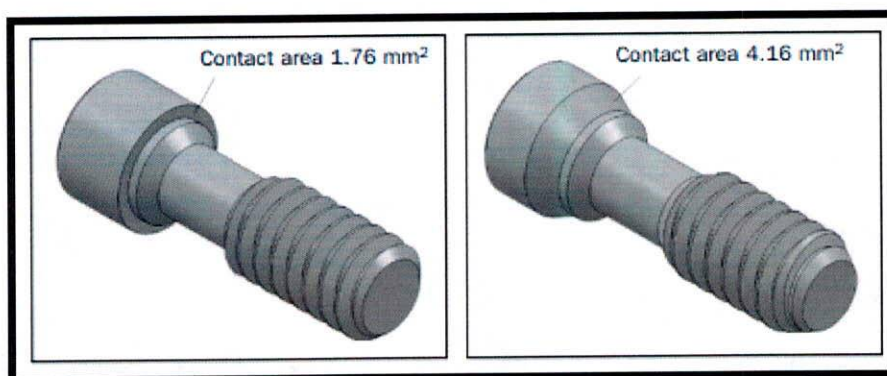


Figura 9. Área de contacto del tornillo de cabeza plana (izquierda); área de contacto del tornillo de cabeza cónica (derecha).⁵

Para disminuir la incidencia del aflojamiento del tornillo los diseños se han modificado para mejorar el rendimiento, aunque el diseño óptimo aún no ha sido plenamente establecido, otro factor importante en el diseño del tornillo pasante son las roscas que lo acompañan, el número de roscas de los tornillos en los sistemas de implantes disponibles comercialmente es 6 a 12,5 en los implantes hexágono externo y suele ser inferior a 7,5 en los implantes hexágono interno, actualmente se sugiere seis roscas para reducir la fricción debido a que las primeros 3 rocas llevan la mayor parte de la carga, generando el esfuerzo máximo entre el vástago y la primera rosca (Figura 10)^{28,51}.

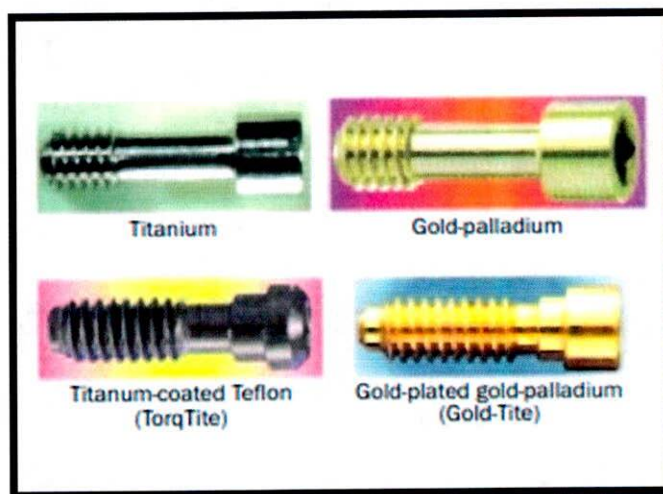


Figura 10. Diseños de tornillos de cabeza plana de aleación de titanio (aleación) y oro-paladio con menos roscas y vástago largo para un alargamiento óptimo.⁷⁵

Los materiales más utilizados para la elaboración de los tornillos pasantes son el oro y el titanio, los tornillos de oro presentan mayor módulo de elasticidad en comparación a los de titanio, por lo tanto, los tornillos pasantes de oro o con recubrimiento de oro, reducen el aflojamiento de los tornillos en comparación con

tornillos de titanio y presenta un menor coeficiente de fricción el cual permite valores de precarga más altos. Sin embargo, este módulo de elasticidad alto da como resultado una deformación a largo plazo de las roscas y la consiguiente pérdida de precarga después del primer ciclo de torque, aunque permaneció razonablemente constante a partir de entonces. La fabricación de los tornillos en oro varía de un fabricante a otro, con un contenido de oro del 2% hasta el 64.1%, con un límite elástico de 1,270 N/m² a 1,380 N/m². La principal desventaja de los tornillos pasantes de titanio es su tendencia a causar excoiación, la cual se define como la condición en la que la fricción excesiva entre dos superficies de contacto da como resultado soldadura localizada y rugosidad de las superficies de contacto, los tornillos pasantes de oro tienen un coeficiente de fricción y se puede apretar más eficazmente que el titanio sin riesgo de excoiación entre las roscas^{30,34,51}.

Los tornillos pasantes fabricados en titanio son más fuertes que los fabricados en oro, la fatiga del metal producirá una fractura del tornillo de oro antes de que el tornillo pasante de titanio se vea afectado.^{28,16,17} En el estudio realizado por Nithyapriya en el año 2018 se tabularon los resultados comparando la precarga alcanzada en los tornillos pasantes en oro, titanio, las aleaciones de titanio y el titanio tratado superficialmente, y el oro presenta un valor de precarga más alto que otros elementos, le siguen las aleaciones de titanio, el titanio con tratamiento superficial y el titanio puro¹⁶.

En el estudio de Katsavochristou sus resultados favorecen el tornillo de oro debido a una mayor elongación y reducción de la excoiación, efecto que proporciona una precarga superior al titanio¹⁹.

A medida que el titanio se desliza en contacto con el titanio del ímplate, el coeficiente de fricción es inicialmente bastante bajo, pero con el apretamiento y el aflojamiento repetidos, los valores aumentan gradualmente, causando daño a la rosca interna del cuerpo del implante y por el contrario, los tornillos de retención de oro tienen un coeficiente de fricción menor y se pueden apretar con mayor eficacia que los de titanio sin riesgo de irritación entre las roscas³⁰.

4.2 Identificar el tipo de falla más frecuente de los tornillos pasantes

Actualmente, el reemplazo de dientes perdidos con implantes osteointegrados es el tratamiento de elección para la mayoría de los especialistas. El éxito a largo plazo de esta modalidad de tratamiento ha sido bien documentado, con un 94,5% de tasa estimada de supervivencia después de 5 años de uso y 89,4% después de diez años. A pesar de las altas tasas de éxito de este tratamiento, se han descrito varias complicaciones y fallas, que pueden ser de naturaleza mecánica o biológica y en consecuencia, afectar la satisfacción del paciente. El aflojamiento / fractura del tornillo pasante en las restauraciones implanto soportadas es una de las complicaciones clínicas más comunes causadas por un torque de apriete inadecuado, efecto de asentamiento, micro movimiento vibratorio, flexión y fatiga excesiva. Este aflojamiento del tornillo pasante es la complicación técnica más común y varía desde el 5,6% para las dentaduras parciales fijas hasta el 12,7% para las coronas unitarias después de 5 años. Otros autores informan una frecuencia de aflojamiento de tornillos de hasta el 40%. Pjetursson y cols., Jung y cols. informaron que la incidencia de aflojamiento de tornillos fue del 12,7% en coronas unitarias y

del 5,6% para prótesis fijas sobre implantes. En una revisión sistemática publicada en 2015 se declaró que la tasa de aflojamiento de tornillos era inferior al 1% para coronas unitarias y 1,83% para prótesis parciales fijas y 1,75% para prótesis fija de arcada completa. Huang 2019 reporto una tasa de incidencia de aflojamiento del tornillo pasante que alcanza el 5,3% en el primer año después de la carga y el 5,8% -12,7% después de los 5 años de seguimiento.^{1,12,13,35,52,53,54}.

El tornillo pasante se aprieta aplicando un torque como fuerza de sujeción para proporcionar una unión estable entre el pilar y la fijación del implante. El torque ejercido sobre las cabezas de los tornillos del implante para apretar la interfaz pilar / implante se distribuye al sistema de tres formas: (1) fricción entre la cabeza del tornillo y el pilar; (2) fricción entre las roscas del tornillo y el implante; y (3) tensión dentro del tornillo. Esta fuerza de sujeción también se conoce como precarga, que alarga el tornillo dentro del material, aumentando la fuerza con la que el pilar y el implante se unen⁵⁴. La precarga es la carga inicial cuando se aplica un torque al tornillo; es la fuerza axial en el cuello del tornillo, que se encuentra entre la primera rosca coincidente y la cabeza del tornillo pasante^{55,71}. También se puede definir como la tensión en el tornillo pasante que se genera cuando el momento de torsión se aplica a la cabeza del tornillo, evitando la separación de las piezas, que aumenta a medida que aumenta el torque de apriete y disminuye el coeficiente de fricción del tornillo. La fuerza de precarga de un tornillo, además de la configuración del tornillo y el torque de apriete, se ve fuertemente afectada por la fricción de los diferentes componentes de conexión. El grado de fricción depende de la geometría, las propiedades del material de las interfaces, la calidad de la superficie el proceso

fabricación, las propiedades metalúrgicas de los componentes, el diseño y la calidad de acabado superficial. Las fuerzas de fricción que actúan sobre estas interfaces afectan la relación entre la precarga y el torque aplicado y se necesita energía adicional para superar estas fuerzas. Las asperezas de la superficie aumentan la resistencia a la fricción de las roscas de los tornillos en contacto y las roscas opuestas, resistiendo la creación de precarga en diversos grados según su configuración y extensión; por lo tanto si disminuye la fricción aumenta la precarga. Durante el proceso de apriete del tornillo, el torque de inserción se neutraliza por las fuerzas de fricción en las regiones de contacto entre las roscas del orificio del implante y las roscas del tornillo y también entre la cabeza del tornillo y el pilar. El proceso de apriete suaviza las superficies de contacto y reduce las fuerzas de fricción que deben superarse durante la posterior reutilización del tornillo, lo que permite una mayor producción de precarga con el mismo torque aplicado. Se generan tres fuerzas de contacto cuando se aprieta un tornillo pasante: fuerzas entre la cabeza del tornillo y el pilar, fuerzas entre el pilar y el implante y fuerzas entre el implante y las roscas del tornillo. Cuando se aplica torque, el tornillo sufre un alargamiento, provocando tensión en el vástago y en las roscas. El tornillo experimenta una recuperación elástica, manteniendo unidos pilar e implante. Cuando las fuerzas oclusales superan la capacidad de recuperación elástica, el tornillo se afloja. La precarga debe ser mayor que las fuerzas que tienden a separar los componentes para mantenerlos unidos; el mantenimiento de la precarga depende de varios factores, como la cantidad de torque, la calidad del ajuste, la lubricación del tornillo, del tratamiento de las interfaces, la fricción entre los componentes, las propiedades del material, el tipo de conexión implante-pilar y

especialmente las cargas externas que actúan sobre la unión de la conexión; estos factores pueden disminuir la precarga en el tornillo, contribuyendo a su aflojamiento o deformación. Generalmente se recomienda un torque de precarga de 10 a 35 N-cm, dependiendo del material del tornillo y de la fabricación del implante / pilar; un torque inadecuado puede causar la separación de la unión que conduce al aflojamiento del tornillo, mientras que un torque excesivo puede causar la fractura del tornillo, como resultado de la fatiga por fuerzas masticatorias. Por lo tanto, la aplicación de un torque suficiente es fundamental para reducir las fallas con respecto al aflojamiento y rotura del tornillo. Lang y cols encontraron que la precarga óptima es del 60 al 75% del límite elástico del material utilizado para la fabricación del tornillo de pasante^{1,10,12,13,26,30,46,52,53,54,56,57,58,70}.

El proceso de aflojamiento del tornillo se ha descrito en dos etapas; **la primera implica el deslizamiento de las superficies de la unión**, cuando las fuerzas de separación son lo suficientemente grandes como para provocar el desenganche de las roscas macho y hembras acopladas, lo que se denomina momento de flexión crítico. **La segunda fase ocurre cuando la precarga se ha reducido** al punto que las fuerzas externas y la vibración hacen que las roscas coincidentes giren, lo que hace que el tornillo se afloje y la fuerza que mantiene juntos el pilar y el implante se denomina fuerza de sujeción^{27,37,59}.

Otra desventaja de un sistema de implante de dos piezas son los microespacios o espacios resultantes que existen a lo largo de la interfaz implante-pilar cuando el pilar se asienta sobre el implante y se conecta a través del tornillo pasante; esto puede deberse a la falta de contacto entre las dos superficies, como consecuencia

de que ninguna superficie sea completamente lisa. Cuando son sometidos a cargas externas se produce un micro movimiento, lo que se denomina efecto de **asentamiento (flujo de relajación)** que es la principal causa del aflojamiento de los tornillos, se desarrolla por la microrrugosidad entre el implante y la superficie metálica del pilar. El mecanismo de "efecto de sedimentación" es basado en el hecho de que ninguna superficie es completamente lisa. Este se produce debido a la microrrugosidad en las dos superficies de contacto de modo que cuando se aplica el torque inicial del tornillo, las áreas rugosas colapsan y conduce al aflojamiento del tornillo. Por lo tanto, se debe mantener la precarga para evitar que las uniones se separen. Se puede perder hasta un 2 al 10% de la precarga inicial en los primeros dos minutos. Este aflojamiento se inicia cuando las roscas coincidentes se deslizan, lo que se denomina momento de **flexión crítico** y, posteriormente, la pérdida de precarga alcanza un punto límite en el que cualquier vibración permitirá que el tornillo retroceda. En condiciones de carga, estos espacios permiten la rotación y el micro movimiento del pilar y pueden provocar la reducción de la precarga del tornillo, su aflojamiento, flexión o fractura. La existencia de microgap se ha demostrado mediante microscopía electrónica de barrido y estudios de microfiltración, generando una correlación entre la microfiltración y el aflojamiento del tornillo, ya que el aflojamiento del tornillo agranda el microespacio. Por lo tanto, los microespacios contribuyen a fallas mecánicas de la conexión^{8,30}. La tensión y el microespacio en los implantes están relacionados con el torque en el componente del implante. Para reducir el torque, se debe mejorar la resistencia intrínseca del implante contra la carga externa y se debe minimizar la fuerza extrínseca. Los factores intrínsecos están relacionados con aspectos morfológicos como la altura

de la corona, la forma, el grosor del titanio, mientras que los factores extrínsecos están relacionados con la cantidad de carga y la dirección de la carga. El estrés y el microgap podrían controlarse considerando estos factores simultáneamente^{35,43,47}.

4.3 Proponer una lista de recomendaciones para minimizar el riesgo de falla del tornillo pasante.

Conocer las causas y los factores relevantes puede ayudar a los odontólogos a tomar mejores decisiones en la práctica clínica, de acuerdo con esta revisión se pueden obtener las siguientes recomendaciones:

- Según Binon y McHugh, la conexión generada por el tornillo podría ser más resistente al aflojamiento generando la eliminación de desajustes entre el pilar y el implante, por lo tanto, este estudio muestra con relación al diseño de la cabeza del tornillo indica que la cabeza del tornillo cónica tiene un área de contacto más del doble de grande que la del tornillo de cabeza plana, lo cual mejora su uso, ya que la tensión se disipa en un área más grande, proporcionando a la conexión una mecánica más estable⁶.
- Por otro lado, la aplicación de un torque ideal es fundamental, es por esto que para superar el aflojamiento del tornillo, se sugieren valores de torque superiores a 30 N-cm y volver a apretar el tornillo del pilar después de 10 minutos de torque inicial para lograr tener una precarga óptima; En el caso de pilares multi unit el torque es menor para obtener recuperabilidad de la restauración

implantosoportada y se aconseja seguir las indicaciones de la casa fabricante para realizar el torque ideal.^{12,13,52}. Recordemos que el torque inicial y la técnica de inserción que utilizan los odontólogos determinan el valor de precarga, una precarga adecuada puede mantener la estabilidad de la conexión implante-pilar pero una precarga excesiva daría lugar a una sobrecarga en la conexión, lo que provocaría la rotura de los componentes y contrario a esto una precarga insuficiente aumentaría la libertad de rotación, dando como resultado la inestabilidad de la conexión. La libertad rotacional de más de 3 grados en la interfaz implante pilar aumentaban la posibilidad de aflojamiento del pilar y del tornillo, mientras que la rotación de menos de 2 grados reducía significativamente esta posibilidad^{17,38,48}.

- También es importante saber que existe un límite elástico que va a depender del material del tornillo, si las tensiones al realizar el torque superan el límite elástico del material del tornillo de pilar, se puede causar deformación plástica que puede causar la fractura por fatiga. Por lo tanto, cuanto mayor sea el torque, más tensión se va a generar en la interfaz del implante y el tornillo pasante soportará la "precarga óptima" que se encuentra entre el 60% y el 75% de límite elástico del tornillo, favoreciendo el tornillo de oro o el recubrimiento de oro debido al mayor elongación y reducción de la excoiación, efecto que proporciona una precarga más estable que el Titanio^{12,17,18,19}.
- Huijuan Xiao en 2017 recomienda que después de 10 ciclos de inserción del tornillo, se debe usar un nuevo tornillo protésico para mantener la precarga del tornillo cuando se atornilla a un pilar definitivo. Para reducir la incidencia de

aflojamiento del tornillo pasante, se recomienda un torque específico para cada tornillo según los sistemas de implantes¹³.

- Se recomienda el uso de tornillos con recubrimiento en oro debido a que la superficie de contacto mejora la interacción del tornillo con la superficie del pilar, mejorando la resistencia a las pruebas mecánicas; así como el uso de un doble tornillo en la prevención del aflojamiento del tornillo del pilar. ^{2,12,17,68}.
- En cuanto al tipo de conexión para reducir el aflojamiento del tornillo, se sugiere la conexión interna debido a que la parte interna del implante que está en contacto con el pilar resistirá la mayor parte de la fuerza externa, reduciendo así la tensión en el tornillo y la pérdida de torque y manteniendo la estabilidad de la conexión implante-pilar. ^{17,24,37,70,72}.
- Es necesario analizar e identificar factores de riesgo asociados a las diferencias de cada paciente, especialmente en términos de parafunciones, como bruxismo, fuerza oclusal excesiva ya que de estos va a depender la estabilidad del tornillo pasante que es considerado el eslabón más débil de todo el componente. Yilmaz y col. afirmaron que un desplazamiento axial de 43 µm puede afectar adversamente la posición del borde incisal, la oclusión y los contactos proximales que deben ajustarse para permitir el asentamiento de las prótesis, Evitando así el desplazamiento axial que se produjo después del torque y su efecto sobre la oclusión y los contactos proximales ^{2,19,60,61}.
- Otro factor importante para tener en cuenta es el uso del lubricante, Wu y Cols, indicaron que el uso de lubricante redujo el torque de extracción antes y después

de la carga cíclica, y el tornillo lubricado era más propenso a aflojarse que el tornillo sin lubricante¹⁷.

- El riesgo de fractura del tornillo puede considerarse bajo cuando se utiliza la distribución, el número y el diámetro adecuados de los implantes, bajo un protocolo quirúrgico guiado por el diseño protésico y por último con una restauración o supraestructura ajustada pasivamente sobre la plataforma del implantes⁶².

5. CONCLUSIONES

- Se dieron a conocer las características físicas, morfológicas y mecánicas de los tornillos pasantes en las restauraciones sobre implantes, como parte integral en la estabilidad de la conexión y está influenciada por el diseño de la cabeza del tornillo, la longitud del vástago, la geometría del tornillo, los materiales en los que está elaborado, el número de roscas, la precarga y la mecánica en general del tornillo.

- A pesar de las altas tasas de éxito de este tipo de tratamiento se han descrito se han descrito varias complicaciones y fallas, que pueden ser de naturaleza mecánica o biológica. El aflojamiento / fractura del tornillo pasante en las restauraciones implanto soportadas es una de las complicaciones clínicas más comunes causadas por un torque de apriete inadecuado, efecto de sedimentación, libertad de rotación excesiva, micro movimiento vibratorio, flexión y fatiga.

- De acuerdo con lo evaluado en la literatura existen aspectos claves para evitar el aflojamiento del tornillo pasante: 1) centrar el contacto oclusal (2); reducción de la inclinación de la cúspides (3); aplicar el torque correcto al apretar el tornillo del pilar teniendo en cuenta las recomendaciones de cada casa comercial; (4) estrechando el ancho vestíbulo lingual de la corona; (5) evitando al máximo el uso de Cantilever o de ser necesario que este se encuentre acorde con la distancia A/P.

RECOMENDACIONES:

Existen diferentes técnicas reportadas en la literatura para la recuperación del tornillo pasante fracturado, bajo magnificación (el uso de un explorador, un ultrasonido con punta delgada, un kit de rescate especial proporcionado por la casa fabricante, mecanismos adhesivos, etc.)^{63,64,65,66,67,69}. Esto con el fin de no llegar a la explantación.

Estas técnicas de recuperación pueden ser objeto de estudios posteriores orientados a una fase correctiva de las complicaciones mecánicas en rehabilitaciones implantoportadas.

6. BIBLIOGRAFÍA

1. Alonso-Pérez R, Bartolomé JF, Ferreiroa A, Salido MP, Pradíes G. Original vs. non-original abutments for screw-retained single implant crowns: An in vitro evaluation of internal fit, mechanical behaviour and screw loosening. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(12):1230–8.
2. Anchieta RB, Machado LS, Bonfante EA, Hirata R, Freitas AC Jr, Coelho PG. Effect of abutment screw surface treatment on reliability of implant-supported crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(3):585–92.
3. Goldberg J, Lee T, Phark J-H, Chee W. Removal torque and force to failure of non-axially tightened implant abutment screws. *J Prosthet Dent.* 2019;121(2):322–6.
4. Katsuta Y, Watanabe F. Abutment screw loosening of endosseous dental implant body/abutment joint by cyclic torsional loading test at the initial stage. *Dent Mater J.* 2015;34(6):896–902.

5. Ugurel CS, Steiner M, Isik-Ozkol G, Kutay O, Kern M. Mechanical resistance of screwless morse taper and screw-retained implant-abutment connections. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(2):137–42.
6. Rodrigues I, Zanardi P, Sesma N. Effect of abutment screw design and crown/implant ratio on preload maintenance of single-crown screw-retained implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019;34(6):1397–403.
7. Sánchez Lasheras F, Gracia Rodríguez J, Mauvezín-Quevedo M, Martín-Fernández E, Bobes-Bascarán J, de Llanos-Lanchares H, et al. Does the transversal screw design increase the risk of mechanical complications in dental implants? A finite elements analysis. *Int j numer method biomed eng.* 2019;35(6):e3205.
8. Kofron MD, Carstens M, Fu C, Wen HB. In vitro assessment of connection strength and stability of internal implant-abutment connections. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2019;65:92–9.
9. Albayrak H, Gumus HO, Tasdemir Z. Does abutment preparation affect abutment screw joint stability? An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2021;125(3):500.e1-500.e9.
10. Tsuruta K, Ayukawa Y, Matsuzaki T, Kihara M, Koyano K. The influence of implant–abutment connection on the screw loosening and microleakage. *Int J Implant Dent [Internet].* 2018;4(1). Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1186/s40729-018-0121-y>

11. Berejuk HM, Shimizu RH, de Mattias Sartori IA, Valgas L, Tiozzi R. Vertical microgap and passivity of fit of three-unit implant-supported frameworks fabricated using different techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(5):1064–70.
12. Rodrigues EDS, Benetti P, Carli JPD, Paranhos LR, Santos PL, Linden MS. A comparison of torque stress on abutment screw of external hexagon and Morse taper implant. *J Contemp Dent Pract*. 2018;19(11):1306–11.
13. Xiao H, Yang Y, Liu Z, Taylor TD. Opinions regarding reuse or replacement of implant prosthesis retaining screws: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(5):985–91.
14. Stimmelmayer M, Groesser J, Beuer F, Erdelt K, Krennmair G, Sachs C, et al. Accuracy and mechanical performance of passivated and conventional fabricated 3-unit fixed dental prosthesis on multi-unit abutments. *J Prosthodont Res*. 2017;61(4):403–11.
15. Gomes ÉA, Tiozzi R, Faria ACL, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Torque loss under mechanical cycling of long-span zirconia and titanium-cemented and screw-retained implant-supported CAD/CAM frameworks. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(12):1395–402.
16. Mathieu V, Vayron R, Richard G, Lambert G, Naili S, Meningaud J-P, et al. Biomechanical determinants of the stability of dental implants: influence of the bone-implant interface properties. *J Biomech*. 2014;47(1):3–13.

17. Huang Y, Wang J. Mechanism of and factors associated with the loosening of the implant abutment screw: A review. *J Esthet Restor Dent*. 2019;31(4):338–45.
18. Barbosa GS, Silva-Neto JP da, Simamoto-Júnior PC, Neves FD das, Mattos M da GC de, Ribeiro RF. Evaluation of screw loosening on new abutment screws and after successive tightening. *Braz Dent J*. 2011;22(1):51–5.
19. Katsavochristou A, Koumoulis D. Incidence of abutment screw failure of single or splinted implant prostheses: A review and update on current clinical status. *J Oral Rehabil*. 2019;46(8):776–86.
20. Siadat H, Pirmoazen S, Beyabanaki E, Alikhasi M. Does abutment collar length affect abutment screw loosening after cyclic loading? *J Oral Implantol*. 2015;41 Spec No(S1):346–51.
21. Rebeeah HA, Yilmaz B, Seidt JD, McGlumphy E, Clelland N, Brantley W. Comparison of 3D displacements of screw-retained zirconia implant crowns into implants with different internal connections with respect to screw tightening. *J Prosthet Dent*. 2018;119(1):132–7.
22. Rambhia SK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. Defects in hexed gold prosthetic screws: A metallographic and tensile analysis. *J Prosthet Dent*. 2002;87(1):30–9.
23. Adolfi D, Mendes Tribst JP, Souto Borges AL, Bottino MA. Torque maintenance capacity, vertical misfit, load to failure, and stress concentration of Zirconia

- restorations cemented or notched to titanium bases. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2020;35(2):357–65.
24. Shin Y-G, Kim S-Y, Lee H-K, Jeong C-M, Lee S-H, Huh J-B. Effect of double screw on abutment screw loosening in single-implant prostheses. *Int J Prosthodont*. 2016;29(5):445–7.
25. Swamidass RS, Kan JYK, Kattadiyil MT, Goodacre CJ, Lozada J. Abutment screw torque changes with straight and angled screw-access channels. *J Prosthet Dent*. 2021;125(4):675–81.
26. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent*. 2001;86(1):24–32.
27. Kim SK, Koak JY, Heo SJ, Taylor TD, Ryoo S, Lee SY. Screw loosening with interchangeable abutments in internally connected implants after cyclic loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(1):42–7.
28. Mohammed HH, Lee J-H, Bae J-M, Cho H-W. Effect of abutment screw length and cyclic loading on removal torque in external and internal hex implants. *J Adv Prosthodont*. 2016;8(1):62–9.
29. Spazzin AO, Henrique GEP, Nóbilo MA de A, Consani RLX, Correr-Sobrinho L, Mesquita MF. Effect of retorque on loosening torque of prosthetic screws under two levels of fit of implant-supported dentures. *Braz Dent J*. 2010;21(1):12–7.

30. Yilmaz B, Seidt JD, Clelland NL. Displacement of screw-retained splinted and nonsplinted restorations into implants with conical internal connections. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(6):1289–92.
31. Agustín-Panadero R, Baixauli-López M, Gómez-Polo M, Cabanes-Gumbau G, Senent-Vicente G, Roig-Vanaclocha A. In vitro comparison of the efficacy of two fractured implant-prosthesis screw extraction methods: Conventional versus mechanical. *J Prosthet Dent*. 2020;124(6):720–6.
32. Seloto CB, Strazzi Sahyon HB, Dos Santos PH, Delben JA, Assunção WG. Efficacy of sealing agents on preload maintenance of screw-retained implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(1):123–6.
33. Shinohara R, Ueda K, Watanabe F. Influence of the difference between implant body and screw materials on abutment screw loosening. *Dent Mater J*. 2019;38(1):150–6.
34. Gupta S, Gupta H, Tandan A. Technical complications of implant-causes and management: A comprehensive review. *Natl J Maxillofac Surg*. 2015;6(1):3–8.
35. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont*. 1993;6(5):435–9.
36. Mizumoto RM, Jamjoom FZ, Yilmaz B. A risk-based decisionmaking tree for managing fractured abutment and prosthetic screws: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2017;119(4):552–9.
37. Dhingra A, Weiner S, Luke AC, Ricci JL. Analysis of dimensional changes in the screw and the surface topography at the interface of a titanium screw and

- a zirconia abutment under cyclic loading: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(3):661–9.
38. Kim S-G, Park J-U, Jeong J-H, Bae C, Bae T-S, Chee W. In vitro evaluation of reverse torque value of abutment screw and marginal opening in a screw- and cement-retained implant fixed partial denture design. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(6):1061–7.
 39. Vinhas AS, Aroso C, Salazar F, López-Jarana P, Ríos-Santos JV, Herrero-Climent M. Review of the mechanical behavior of different implant-abutment connections. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(22):8685.
 40. Abasolo M, Aguirrebeitia J, Vallejo J, Albizuri J, Coria I. Influence of vertical misfit in screw fatigue behavior in dental implants: A three-dimensional finite element approach. *Proc Inst Mech Eng H*. 2018;232(11):1117–28.
 41. Kim J-H, Noh G, Hong S-J, Lee H. Biomechanical stress and microgap analysis of bone-level and tissue-level implant abutment structure according to the five different directions of occlusal loads. *J Adv Prosthodont*. 2020;12(5):316–21.
 42. Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(1):124–32.
 43. Kim K-S, Lim Y-J, Kim M-J, Kwon H-B, Yang J-H, Lee J-B, et al. Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied tightening torque in external and internal implant-abutment connection: Settling effect in implant-abutment connection. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(8):834–9.

44. Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent.* 1998;79(4):430–2.
45. Zhang X, He J, Feng W, Chen X. Estimation requiring torque of prosthetic screw by finite element analysis and experiment. *IOP Conf Ser Mater Sci Eng.* 2019;631:032030.
46. Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont.* 2006;15(2):77–81.
47. Gomes ÉA, Assunção WG, Tabata LF, Barão VAR, Delben JA, de Sousa EAC. Effect of passive fit absence in the prosthesis/implant/retaining screw system: A two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg.* 2009;20(6):2000–5.
48. Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant Dent.* 2006;15(4):427–35.
49. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. *Implant Dent.* primavera de 1994;3(1):17–21.
50. Bulaqi HA, Barzegar A, Paknejad M, Safari H. Assessment of preload, remaining torque, and removal torque in abutment screws under different frictional conditions: A finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2019;121(3):548.e1-548.e7.
51. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1):76–94.

52. Al-Otaibi HN, Al-Fouzan AF, Al-Mufleh TS, Labban N. Effect of different maintenance time of torque application on detorque values of abutment screws in full-arch implant-supported fixed prostheses. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018;20(5):848–51.
53. Jeng M-D, Liu P-Y, Kuo J-H, Lin C-L. Load fatigue performance evaluation on two internal tapered abutment-implant connection implants under different screw tightening torques. *J Oral Implantol.* 2017;43(2):107–13.
54. Silva GC, Cornacchia TM, de Magalhães CS, Bueno AC, Moreira AN. Biomechanical evaluation of screw- and cement-retained implant-supported prostheses: a nonlinear finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2014;112(6):1479–88.
55. Yu H, Bae J-H, Kim Y-K. Implant prosthetic complications, fractures of the implant fixtures – Retrospective clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2019;30(S19):342–342.
56. Nithyapriya S, Ramesh AS, Kirubakaran A, Mani J, Raghunathan J. Systematic analysis of factors that cause loss of preload in dental implants. *J Indian Prosthodont Soc.* 2018;18(3):189.
57. Lee J-H, Cha H-S. Screw loosening and changes in removal torque relative to abutment screw length in a dental implant with external abutment connection after oblique cyclic loading. *J Adv Prosthodont.* 2018;10(6):415–21.
58. Erneklint C, Odman P, Ortengren U, Karlsson S. An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 abutment designs and 3 different retaining-screw alloys. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(5):733–7.

59. Shin H-M, Huh J-B, Yun M-J, Jeon Y-C, Chang BM, Jeong C-M. Influence of the implant-abutment connection design and diameter on the screw joint stability. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(2):126–32.
60. Yeo I-S, Lee J-H, Kang T-J, Kim S-K, Heo S-J, Koak J-Y, et al. The effect of abutment screw length on screw loosening in dental implants with external abutment connections after thermocycling. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(1):59–62.
61. Chen J-H, Cho S-H. An accessory technique for the intraoral removal of a fractured implant abutment screw. *J Prosthet Dent.* 2018;120(6):812–5.
62. Heitz-Mayfield LJA, Needleman I, Salvi GE, Pjetursson BE. Consensus statements and clinical recommendations for prevention and management of biologic and technical implant complications. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29 Suppl:346–50.
63. Patil PG. A technique for repairing a loosening abutment screw for a cement-retained implant prosthesis: Repair technique for loose abutment screw. *J Prosthodont.* 2011;20(8):652–5.
64. Ferreira MB, Delben JA, Barão VAR, Faverani LP, Dos Santos PH, Assunção WG. Evaluation of torque maintenance of abutment and cylinder screws with Morse taper implants. *J Craniofac Surg.* 2012;23(6):e631-4.
65. Igarashi K, Afrashtehfar KI. Clinical assessment of fractured implant abutment screws: The Bernese silicone replica technique. *J Prosthet Dent.* 2018;119(5):717–9.

66. Hotinski E, Dudley J. Abutment screw loosening in angulation-correcting implants: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2019;121(1):151–5.
67. Barbosa GAS, Bernardes SR, das Neves FD, Fernandes Neto AJ, de Mattos M da GC, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J.* 2008;19(4):358–63.
68. Doolabh R, Dullabh HD, Sykes LM. A comparison of preload values in gold and titanium dental implant retaining screws. *SADJ.* 2014;69(7):316–20.
69. Johnston GR, Jamjoom FZ, Lee DJ. A technique for the removal of a wedged implant abutment fragment or debonded titanium base. *J Prosthet Dent.* 2018;119(1):29–32.
70. Vinnakota D, Kanneganti K, Pottem S, Pulagam M. Comparative effect of implant-abutment connections, abutment angulations, and screw lengths on preloaded abutment screw using three-dimensional finite element analysis: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2018;18(2):161.
71. Zipprich H, Rathe F, Pinz S, Schlotmann L, Lauer H-C, Ratka C. Effects of screw configuration on the preload force of implant-abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2018;33(2):e25–32.
72. Sammour SR, Maamoun El-Sheikh M, Aly El-Gendy A. Effect of implant abutment connection designs, and implant diameters on screw loosening before and after cyclic loading: In-vitro study. *Dent Mater.* 2019;35(11):e265.

Anexos - Tablas

Restauración Atornillada	
Ventajas	Desventajas
Facilidad de recuperación de la restauración.	En implantes excesivamente angulados.
Disminución del riesgo de complicaciones biológicas	Estética por conducto de acceso visible en vestibular.

debido a la ausencia de cemento	Cuando el conducto de acceso ocupa gran parte de la tabla oclusal.
Posibilidad de restauración en espacio interoclusal reducido.	

****Tabla 1 Restauraciones Atornilladas¹**

Restauración Cementada	
Ventajas	Desventajas
Facilidad de fabricación y manipulación, debido a su similitud sobre pilares naturales.	Dificultad para eliminar el exceso de cemento, que es una de las principales causas de complicaciones biológicas.
Estabilidad adicional en la biomecánica de la retención de la estructura sobre el implante.	Difícil recuperación de la restauración.
	En caso de espacio oclusal reducido.

**Tabla 2 Restauraciones Cementadas¹

Base de datos pubmed			
Fecha de búsqueda	05. Agosto.2020		
Búsqueda	Resultado	MeSH	Libre
1. Implant-Supported Dental Prosthesis	9,795	X	
2. Implant Retained Prosthesis	5,586	X	
3. Dental prosthes*	35,742	X	
4. Dental Crown	31,519	X	
5. Preload	14,016		X
6. Torque	25,716		X
7. Implant abutment connection	274		X
8. Implant abutment joint	220	X	
9. Dental through screw	5,925	X	
10. Total	44,788		
11. Failure	922,786		X
12. Complications	3,333,283		X
13. Fracture	313,348	X	
14. Dental through screw fracture	1,178	X	
15. Total	4,175,017		
Resultado total	1872		

**Tabla 3. Resultados búsqueda en Pubmed.

Google Scholar	
Fecha de búsqueda	05. Agosto.2020
Búsqueda	Resultado
Dental Implant	982.000
screw	3.580.000
Failure	3.560.000
"dental implant" AND screw AND failure	
Resultado Total	73100

** Tabla 4. Resultados búsqueda en Google Scholar.

EMBASSE

Fecha de búsqueda	30. Julio. 2020		
Búsqueda	Resultado	Emtree	Libre
Implant-Supported Dental Prosthesis	1307	X	
Implant Retained Prosthesis	86	X	
Dental Prothes*	41756	X	
Dental Crown	22812	X	
#1 OR #2 OR #3 OR #4 OR #5	57851		
Preload	5082	X	
Torque	17051	X	
Implant abutment connection	241	X	
Implant abutment joint	26	X	
Dental through screw	326		X
#7 OR #8 OR #9 OR #10 OR #12	22633		
Failure	285	X	
Complications	226196	X	
Fracture	7843	X	
Dental through screw fracture	73		X
#14 OR #15 OR #16 OR #18	322641		
#6 AND #13 AND #19	33		

**Tabla 5. Resultados busqueda en Embase

SCOPUS	
Búsqueda	Resultado
P	
Implant-Supported Dental Prosthesis	9660
Implant Retained Prosthesis	10863
Dental Prosthesis*	89515
Dental Crown	59262
implant-supported AND dental AND prosthesis OR implant AND retained AND prosthesis OR dental AND prosthesis* OR dental AND crown	3246
I - C	
Preload	36607
Torque	337655
Implant abutment connection	4035
Implant abutment joint	2794
Dental through screw	326
preload OR torque OR implant AND abutment AND connection OR implant AND abutment AND joint OR dental AND through AND screw	5817
O	
Failure	4,245,094
Complications	2,962,550
Fracture	1,525,036
Dental through screw fracture	7,689
failure OR complications OR fracture OR dental AND through AND screw AND fracture	71416
Estrategia de búsqueda	
implant-supported AND dental AND prosthesis OR implant AND retained AND prosthesis OR dental AND prosthesis* OR dental AND crown AND preload OR torque OR implant AND abutment AND connection OR implant AND abutment AND joint OR dental AND through AND screw AND failure OR complications OR fracture OR dental AND through AND screw AND fracture	698

Tabla 6. Resultados de búsqueda Scopus.

LILACS	
Fecha de búsqueda	06. Agosto.2020
Búsqueda	Resultado
Dental Implant	4.343
screw	1.073
Failure	18.787
"dental implant" AND screw AND failure	
Resultado Total	44

**Tabla 7. Resultados de busqueda Lilacs

Anexos - Ilustraciones

	IMZ® (Friedrichsd, Germany) TPS titanium		Mastfen® E2 Plus (Mogfön, South Korea) Titanium		WINSOX® implant (Winds, UK) Sand-blasted acid-etched titanium
	Astra® (Astra Tech, Sweden) TiO ₂ -blast titanium		Straumann® TL (Straumann, Switzerland) Roxolid SLActive titanium		WINSOX® implant (Winds, UK) Sand-blasted acid-etched titanium
	Astra® (Astra Tech, Sweden) TiO ₂ -blast titanium		Straumann® TL (Straumann, Switzerland) SLActive titanium		SwissPlus® (Emmen, USA) Sand-blasted acid-etched titanium
	Ankylos Plus® (Dentsply, Germany) Grit-blasted and etched titanium		Straumann® BL (Straumann, Switzerland) SLActive titanium		CeraRoot® TL DE (Oral loborg, Spain) Acid-etched zirconium
	Branemark® Mk IV (Nobel Biocare, Sweden) TiUnite oxidized titanium		Implantium® SLA (Bernium, Korea) Titanium		Straumann® PURE (Zürich, Switzerland) Acid-etched ceramic
	Branemark® Mk IV (Nobel Biocare, Sweden) Turned titanium		NobelReplace® (Nobel Biocare, Sweden) TiUnite oxidized titanium		Southern® Southern Implants (South Africa) Sand-blasted titanium
	Branemark® Mk III (Nobel Biocare, Sweden) TiUnite oxidized titanium		Nobel Speedy (Nobel Biocare, Sweden) TiUnite oxidized titanium		Southern® Southern Implants (South Africa) Sand-blasted titanium
	Branemark® Mk III (Nobel Biocare, Sweden) Turned titanium		NobelReplace® Select (Nobel Biocare, Sweden) TiUnite oxidized titanium		Seven (Sweden & Martina, Italy) TPS titanium
	Branemark® Mk II (Nobel Biocare, Sweden) Turned titanium		NobelActive® (Nobel Biocare, Sweden) TiUnite oxidized titanium		Nexus (Nexus, UK) Sand-blasted, acid-etched
	Branemark® Standard (Nobel Biocare, Sweden) Turned titanium		NobelActive® (Nobel Biocare, Sweden) TiUnite oxidized titanium		SPR® Element (Thommen Medical, Switzerland) Sand-blasted acid-etched titanium

Figura 1. Diseños comunes de implantes y características de la superficie según el fabricante. Fuente: Oreste locca. Evidence-Based Implant Dentistry [Internet]. Oreste locca, editor. Switzerland : Springer. : Springer; 2016 .pag. 109.

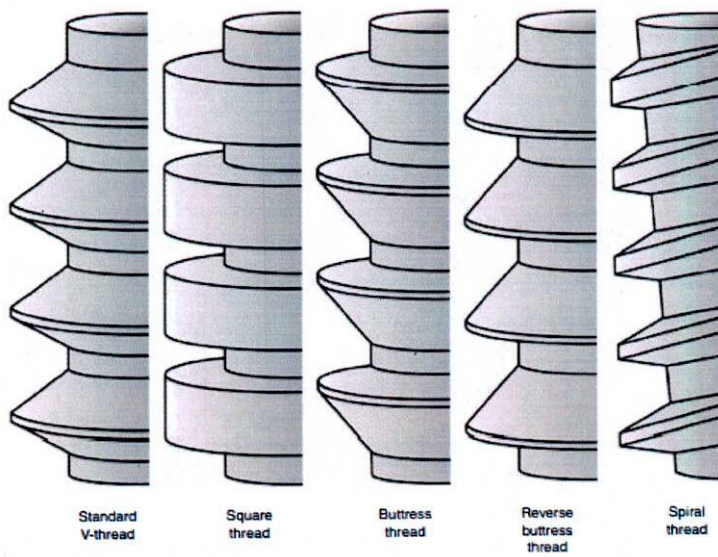


Figura 2. Esquemización de los diseños de rosca de los implantes:

Fuente: Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang H; The effect of thread pattern upon implant osseointegration; Clin. Oral Implants Res. 21, 129–136 (2010)

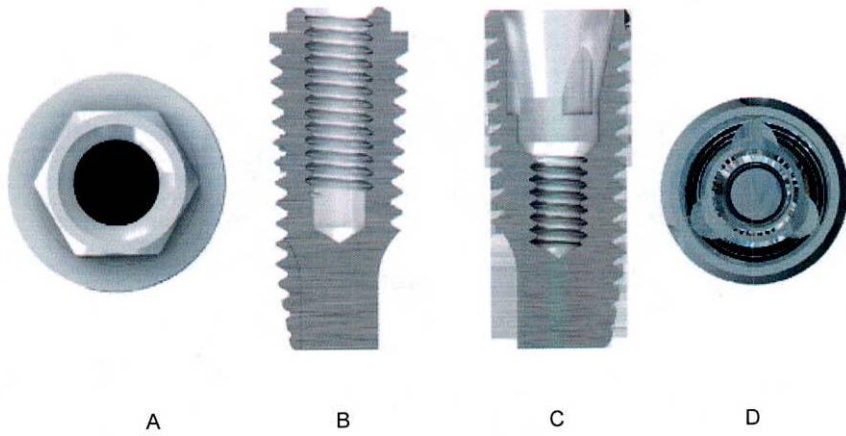


Figura 3. A. Conexión hexágono externo vista oclusal B. Conexión hexágono externo vista sagital C. Conexión hexágono interno vista sagital D. Conexión hexágono interno vista oclusal.

Fuente: Esposito M, Maghairy H, Pistilli R, Grusovin M, Lee S, Trullenque A, Gualini F; Dental implants with internal versus external connections: 5-year post-loading results from a pragmatic multicenter randomised controlled trial; Eur Journal Oral Implantol 2016;9(2):129–141



Figura 4. A. –Conexión externa

Fuente: Wilson T, Harrel S; Dental Implant Failure A Clinical Guide to Prevention, Treatment, and Maintenance Therapy; Springer Nature Switzerland 2019.

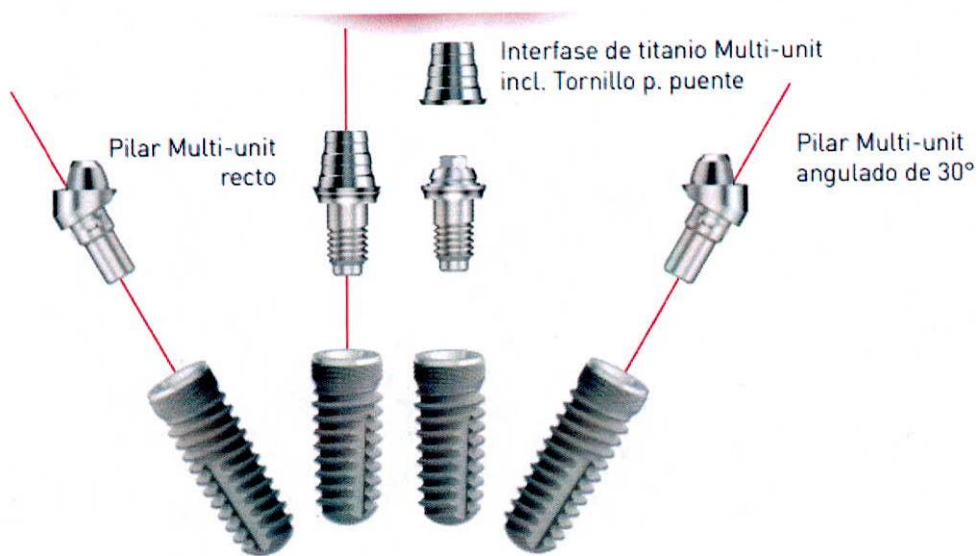


Figura 5. Pilar Multi unit Casa comercial Straumann.

Fuente : https://www.straumann.com/content/dam/media-center/medentika/es/documents/brochure/promotional-brochures/ES_MPS_K_Multi-unit_print_v1.pdf

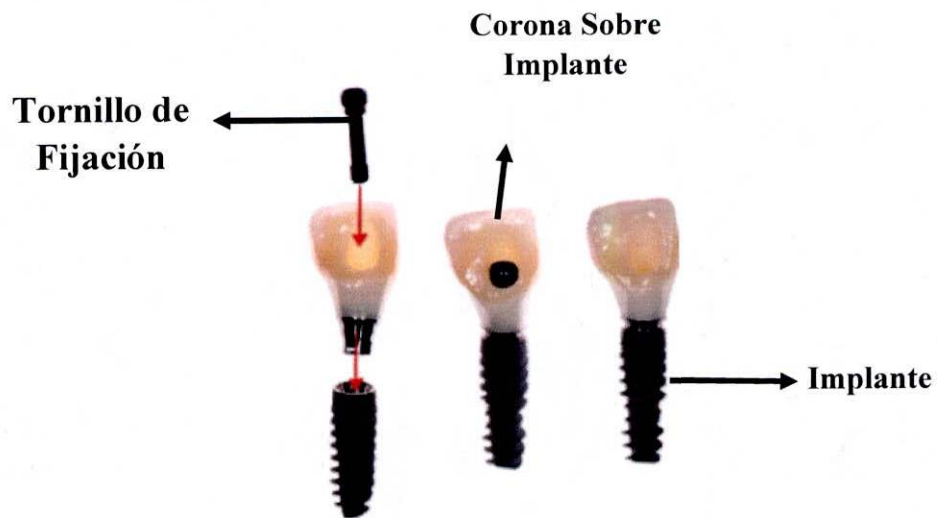


Figura 6. Implante Dental

Fuente: Wilson 6, Harrel S; Dental Implant Failure A Clinical Guide to Prevention, Treatment, and Maintenance Therapy; Springer Nature Switzerland 2019.

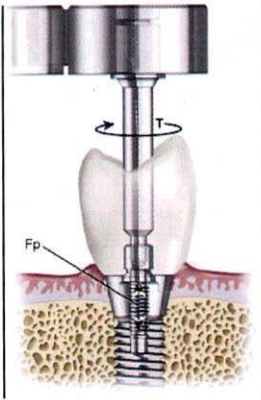


Figura 7. Torque (T) aplicado que tensiona el tornillo pasante (Fp)
 Fuente: Scott G, Dental Implant Prosthetics - 2nd Edition; Implant Dentistry; Feb2015, Vol. 24 Issue 1, p2-3, 2p.



Fig 1 Conical head screw.

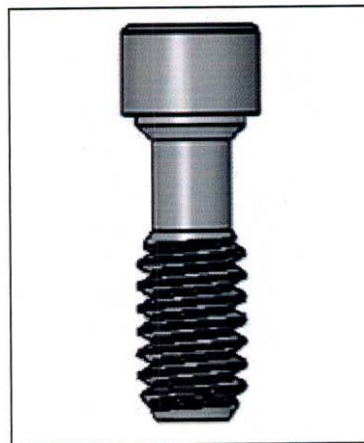


Fig 2 Flat head screw.

Figura 8. Tornillo de cabeza cónica - Tornillo de cabeza plana

Fuente: Rodrigues I, Zanardi P, Sesma N. Effect of Abutment Screw Design and Crown/Implant Ratio on Preload Maintenance of Single-Crown Screw-Retained Implant-Supported Prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2019 Nov;34(6):1397-403.

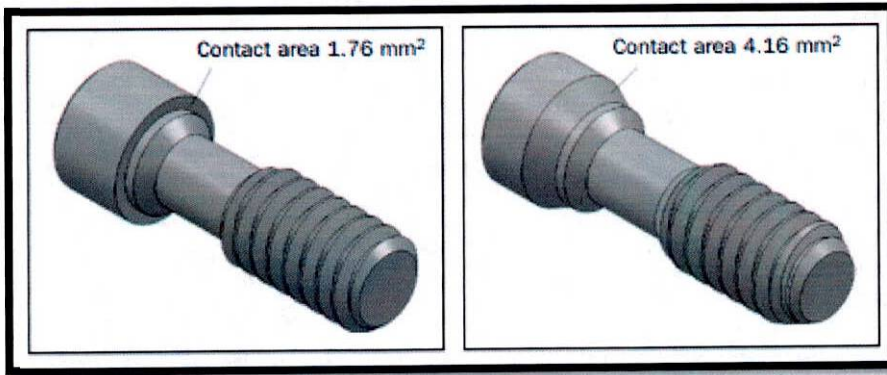


Figura 9. Área de contacto del tornillo de cabeza plana (izquierda); área de contacto del tornillo de cabeza cónica (derecha).⁵



Figura 10. Diseños de tornillos de cabeza plana de aleación de titanio (aleación) y oro-paladio con menos roscas y vástago largo para un alargamiento óptimo. ⁷⁵