

FACTORES QUE INFLUENCIAN EL COMPORTAMIENTO DEL TORNILLO PASANTE DE RESTAURACIONES SOBRE IMPLANTES. REVISIÓN NARRATIVA

*Salinas A., Villamil L.,

**Ibarra E.,

RESÚMEN

OBJETIVO: El objetivo de esta revisión narrativa es determinar los factores que influyen el comportamiento del tornillo pasante de restauraciones sobre implantes. **MATERIALES Y MÉTODOS:** Se realizó una búsqueda en las bases de datos PubMed, Embase, Lilacs, Google Scholar y Scopus, los estudios seleccionados fueron predeterminados de acuerdo con los criterios de inclusión y exclusión con publicaciones sin restricción de año. **RESULTADOS:** Se incluyeron un total de 75.747 artículos después de aplicarse los criterios de inclusión y exclusión, eliminación de duplicados y lectura completa, se seleccionaron 72 para la revisión, de los cuales 53 son estudios In vitro, 10 son revisiones sistemáticas y 9 estudios de elementos finitos. **CONCLUSIONES:** El aflojamiento del tornillo es una de las complicaciones mecánicas más comunes de la restauración implantosoportada. Conocer las causas y los factores relevantes puede ayudar a los odontólogos a tomar mejores decisiones en la práctica clínica.

Palabras clave: Precarga, torque, Implante dental, Tornillo, Falla, Tornillo pasante dental, unión implante pilar, complicaciones.

ABSTRACT

OBJECTIVE: The objective of this narrative review is to determine the factors that influence the behavior of the through screw of restorations on implants. **MATERIALS AND METHODS:** A search was carried out in the PubMed, Embase, Lilacs, Google Scholar and Scopus databases, the selected studies were predetermined according to the inclusion and exclusion criteria with publications without year restriction. **RESULTS:** A total of 75,747 articles were included after applying the inclusion and exclusion criteria, elimination of duplicates and complete reading, 72 were selected for the review, of which 53 are in vitro studies, 10 are systematic reviews and 9 studies of finite elements. **CONCLUSIONS:** Screw loosening is one of the most common mechanical complications of implant-supported restoration. Knowing the causes and relevant factors can help dentists make better decisions in clinical practice.

Key words: Preload, torque, Dental implant, Screw, Failure, dental through screw, implant abutment union, complications.

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 implantosoportadas 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

MATERIALES Y MÉTODOS

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; 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. Diagrama 1.

del tornillo pasante^{1,2,7,9}. El objetivo de esta revisión narrativa es determinar los factores que influyen el comportamiento del tornillo pasante de restauraciones sobre implantes.⁴

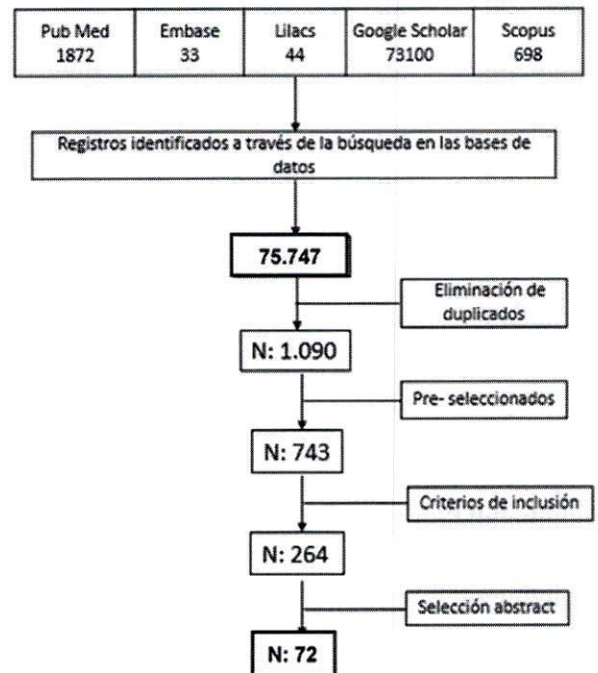


Diagrama 1. Diagrama de flujo.

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 para la revisión, de los cuales 53 son estudios In vitro, 10 son revisiones sistemáticas y 9 estudios de elementos finitos.

Tabla 1. Tabla de resumen de resultados.

#	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 Goldberg, 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 KATSUTA 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 como morse sin tornillo con sistemas convencionales	<ul style="list-style-type: none"> Conexión interna vs externa en cuanto a cargas cíclicas Complicaciones como 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-Ahmed Naguib M. Hussein, 2016	Sesenta diseños CAD / CAM 30 con conducto de acceso 30 Sin conducto de acceso Subgrupos 10: zr monolítico, zr con recubrimiento, Disilicato de litio.	Atornillada Vs cementada: resistencia mayor a la fractura mayor para cementadas. <ul style="list-style-type: none">Probar la resistencia a la fatiga de cada grupo con y sin conducto de acceso.	<ol style="list-style-type: none"> No se encontraron diferencias significativas en la resistencia a la fractura Los canales de acceso no afectaron significativamente la resistencia a la fractura por fatiga de las coronas de cerámica. El diseño y el material de la corona de cerámica influyen en la resistencia a la fractura por fatiga. 	Nos da a entender que a pesar de que no habla exactamente del tornillo, deja claro la importancia del material de estructura para la longevidad de la restauración. Eje: Zr monolítico + resistencia.
10	Revision sistemática Gupta 2015	Revisión de literatura	- 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.	- 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. -El aflojamiento del tornillo ocurre cuando las fuerzas de separación de la junta que	-Un tornillo de cabeza plana distribuye las fuerzas de manera más uniforme dentro de las roscas y la cabeza del tornillo. - 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.

			<ul style="list-style-type: none"> - 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. 	actúan sobre la junta del tornillo son mayores que las fuerzas de sujeción que mantienen unida la unidad de tornillo.	-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.
11	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> <ul style="list-style-type: none"> • 4 características no rotacionales internas: cilindro hexagonal (A), tubo de levas (B) y cilindro de levas 	<ul style="list-style-type: none"> • Es importante conocer cada uno de los aditamentos y sus características para dar un adecuado manejo en la rehabilitación. 	10 criterios: (1) osteointegración predecible; (2) estudios clínicos controlados que validan el rendimiento durante un periodo 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.
12	In-Vitro Joo-Hee Lee 2018	Los conjuntos de pilares-implante fueron clasificados en siete grupos basados en la longitud del tornillo de pilar. En conexiones externas después de carga cíclica oblicua	<p>El aflojamiento de los tornillos conduce a la inestabilidad de la conexión implante-pilar y a la formación de un microgap, que puede provocar la fractura de los componentes del implante.</p> <ul style="list-style-type: none"> • los tornillos para pilares de implantes con un mínimo de 3,5 roscas eran suficientemente resistentes a las fuerzas oclusales máximas sin aumentos significativos en las deformaciones máximas y / o de rotura 	los tornillos de pilar cortos pueden resultados clínicos comparables a los tornillos largos en términos de resistencia a la carga. Aflojamiento del tornillo: 49% de las restauraciones de implantes maxilares y en el 20,8% de las mandibulares.	<p>Numero de roscas tornillos y longitudes</p> <p>TASAS DE AFLOJAMIENTO DE LOS TORNILLOS</p> <p>La longitud del tornillo del pilar no afectó significativamente el aflojamiento del tornillo después de una carga cíclica oblicua cuando se colocó una longitud mínima de tornillo de 1,4 mm (3,5 roscas).</p>
13	In-Vitro Mohammed 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	<p>-Principales causas del aflojamiento del tornillo: efectos excesivos de flexión y asentamiento de la articulación pilar-implante (AI) y la precarga.</p> <p>- <u>Bickford describió el desarrollo del aflojamiento de tornillos en dos etapas:</u></p> <p>1.La carga funcional continua inicialmente causa deslizamiento entre los hilos liberando la tensión del tornillo y resultando en una precarga disminuida.</p> <ul style="list-style-type: none"> • 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.	<p>- el tornillo de pilar consta de un asiento de cabeza plana, vástago largo y 6 roscas.</p> <p>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.</p> <p>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.</p> <p>- 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.</p>

14	In-Vitro R Doolabh 2014	se utilizó en este experimento para reducir las variaciones que entre diferentes lotes y fabricantes.	<ul style="list-style-type: none"> 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.
15	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> <ul style="list-style-type: none"> Los métodos de ultrasonido cuantitativo son prometedores porque son baratos, no invasivos. 	Está enfocado a la biomecánica ósea más que al material del implante en sí
16	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>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: - Tipo de conexión La morfología geométrica, el material utilizado y el método de fabricación del pilar.</p>	<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>
17	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
18	Revisión Narrativa Katsavochristou 2019	Revisión de literatura. 12 artículos.	<p>Aflojamiento tornillo: fue del 15% al 45% durante la primera década de la terapia con un solo implante.</p> <p>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.</p>	<p>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.</p> <p>Incidencia de aflojamiento de los tornillos del pilar fue del 7% al 11,3%</p> <p>Técnicas de extracción de tornillos de pilar: Kits de reparación</p>	<p>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.</p> <p>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.</p>

				Instrumentos dentales Fractura del tornillo de pilar: incidencia del 0,6% de fractura del tornillo	encontraron una reducción significativa del aflojamiento de tornillos in vivo con el uso de dos implantes ferulizados
19	Elementos finitos Jae-Hoon Kim 2020	Se diseñaron dos tipos de modelos tridimensionales para el primer molar mandibular: implante a nivel de hueso e implante a nivel de tejido..	PROPÓSITO. Se evaluó la distribución de la tensión y la formación de microespacios en una estructura de pilar de implante para determinar la relación entre la dirección de la carga y el valor de la tensión.	La formación de microespacios entre el implante y la interfaz del pilar, se observaron espacios de tres a siete micrones en el implante a nivel del hueso bajo una carga a 45 y 60 °. Por el contrario, se observó un espacio de tres micrones en el implante a nivel de tejido bajo una carga de solo 60 °.	La tensión media del implante a nivel óseo mostró 2,2 veces mayor que la del implante a nivel de tejido implante. Al considerar el punto de carga de la superficie oclusal y la dirección de la carga, se observó una mayor tensión notado cuando el vector era del centro de rotación en las prótesis de implante.
20	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. Deformación plástica.	Mantener un torque durante un tiempo prolongado (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.	Es necesario buscar mayor precarga para lograr estabilidad y éxito de pff implantosoportadas a pesar de la deformación plástica.
21	In vitro-Chun-Li Lin, Ph.D. 2016	Evalúa el rendimiento de la fatiga por carga de diferentes tipos de implantes de conexión interna	<ul style="list-style-type: none"> • Factores que afectan aflojamiento del tornillo. • Definición de precarga y precarga optima Se aplicaron: torque recomendado (25 Ncm), un 10% menos y un 10% más que la relación entre el torque recomendado	<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 	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 limite elástico del tornillo, no se reportaron aflojamiento o fx del tornillo.
22	Elementos Finitos Rodolfo Bruniera Anchieta, DDS 2014	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	La estabilidad mecánica de los componentes protésicos en el complejo implante-prótesis es esencial para el éxito a largo plazo de las restauraciones.	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.	-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.
23	Revisión sistemática S. Nithyapriya 2018	Geometría del tornillo, Implante-Pilar Tipo de conexión (plataforma hexagonal externa, cono Morse), Propiedades del material,	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	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 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.
24	Revisión sistemática S. Nithyapriya 2018	Los conjuntos de pilares-implante fueron clasificados en siete grupos basados en la longitud del tornillo de pilar.	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, Textura de la superficie del tornillo del pilar,	Los tornillos de fijación de oro proporcionan valores de precarga más altos que los tornillos de Ti y de aleación de Ti El dispositivo de torsión calibrado es obligatorio para obtener una precarga adecuada.	El tipo de conexión interna tiene un valor de precarga más alto que el tipo hexagonal externo Los resultados encontraron que los lubricantes disminuyen la fricción y, por lo tanto, ayudan en el mantenimiento de la precarga al regular el efecto de asentamiento.

25	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 sistema ITI, de conexión interna, bajo carga cíclica.	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. Factores para la estabilidad del tornillo tres: 1.precarga adecuada, ajuste preciso de los componentes 2.acoplados al	La falla de la interfase ocurre en dos etapas. 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.
26	In-Vitro Piermatti 2006	4 sistemas de implantes: Branemark (Nobel Biocare, Yorba Linda, CA); Bio-Lok (Bio-Lok International, Inc., 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 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.	-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.
27	In-Vitro Kanneg anti 2018	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 el análisis de elementos finitos tridimensionales (3D)	se seleccionaron las conexiones trilobulares para compararlas con el hexágono 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.	Los diseños actuales consisten en una longitud de vástago largo y más roscas para reducir la fricción. [dieciséis]Por lo tanto, se compararon tornillos tanto cortos como largos, para pilares rectos o angulados con conexiones internas hexagonales o trilobulares.	El proceso de SL (AFLOJAMIENTO DEL TORNILLO) se ha descrito en dos etapas; el primero implica el 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.
28	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.	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.	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 (Jorne'us et al. 1992).

29	In-Vitro Stefania C. Kano 2006	4 grupos N=12	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.	. 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.	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.
30	Elementos Finitos Érica Alves Gomes 2009	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.	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.	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,
31	In vitro Panadero 2019	Total de 60 tornillos se dividieron en 2 grupos según su morfología -tornillos con cuerpo liso y zona apical roscada -tornillos con cuerpo completamente roscado)	- 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.	- 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.	- 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 ± 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 Christian Erneklint 2006	Los materiales de los tornillos de retención (aleación de titanio, aleación de oro y titanio comercialmente puro) se	El objetivo de este estudio in vitro fue evaluar la resistencia a la carga en un sistema de implante cónico comparando combinaciones de 2 ángulos de cabeza de pilar diferentes y 3 materiales de tornillos de retención diferentes	La deformación permanente de un pilar de 20 grados puede complicar el reemplazo de la prótesis y / o componentes del pilar, mientras que un pilar fracturado de 45 grados se	El cono de 45 grados transmite fuerzas de flexión sobre el tornillo de retención, lo que induce la fractura bajo una carga excesiva. El cono de 20 grados resiste las fuerzas de flexión con la superficie del cono, protege el tornillo de retención de la fractura y transmite la carga al

		probaron con ángulos de cabeza de pilar de 20y 45 grados. Se realizó una prueba de compresión oblicua (30 grados) hasta la fractura		recupera más fácilmente y se reemplaza por uno nuevo. La principal diferencia entre los 2 sistemas de pilares fue la fuerza media soportada (450 a 530 N para pilares de 45 grados en comparación con 1280 a 1570 N para los conjuntos de 20 grados).	implante y al tejido óseo circundante. Una conexión cónica de ángulo pronunciado (20 grados) resistió las fuerzas no axiales en mayor medida que una cónica de 45 grados, independientemente del material del tornillo de retención.
33	In-Vitro Burak Yilmaz 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
34	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.
35	Declaraciones de consenso 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.
36	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.	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.	-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

			-Si el ultrasónico y la instrumentación no pueden aflojar el fragmento, atornille.	-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	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
37	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.
38	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 del 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.
39	Revisión sistemática Mizumoto 2021	El propósito de esta revisión sistemática fue clasificar y organizar las diversas técnicas informadas para el manejo de pilares fracturados o tornillos protésicos	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	Tabla 1. Técnicas de recuperación de tornillos organizadas por riesgo Y DIFERENTES AUTORES	Árbol de decisiones basado en riesgos para la gestión de tornillos fracturados.

Tabla 1. Resumen de Resultados.

DISCUSIÓN

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^{10,11}.

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 relacionadas¹².

Otra característica importante para la estabilidad del tornillo pasante es el diseño de la cabeza del tornillo, que puede afectar la precarga 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 tornillo¹⁰. 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.

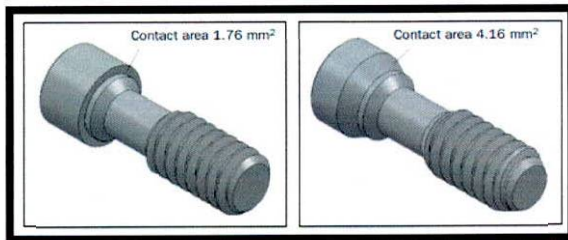


Figura 1. Área de contacto del tornillo de cabeza plana (izquierda); área de contacto del tornillo de cabeza cónica (derecha).⁵

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 roscas llevan la mayor parte de la carga, generando el esfuerzo máximo. entre el vástago y la primera rosca (Figura 10)^{13,11}.

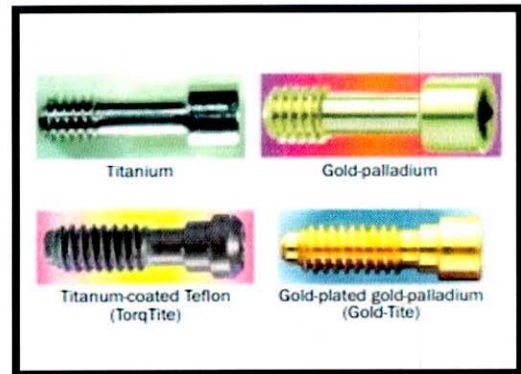


Figura 2. Diseños de tornillos de cabeza plana de aleación de titanio (aleación) y oro-paladio con menos roscas y vástago largo para un alargamiento óptimo. ⁷⁵

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 de 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^{14,10,11}.

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.^{13,15,16} 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 puro¹⁷.

En el estudio de Katsavochristou año sus resultados favorecen el tornillo de oro debido a una mayor elongación y reducción de la excoiación, efecto que proporciona una precarga superior al titanio¹⁸.

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 roscas¹⁴.

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.^{1,12,13,19,20,21,22}

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 unen²². 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^{23,24}. 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^{1,10,12,13,14,20,21,22}.

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^{25,26,27}.

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

de 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^{8,14}. 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^{19,28,29}.

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.^{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^{16,30}.

- 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^{12,16,18}
- 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 coloca definitivamente un pilar. Guzaitis también informó que menos ciclos de inserción de tornillos usando el mismo tornillo protésico dieron como resultado un mayor torque inverso porque la fricción entre el implante y las superficies de contacto del tornillo protésico era mayor. Para reducir la incidencia de aflojamiento del tornillo pasante, se recomienda un torque específico para cada tornillo para diferentes sistemas de implantes de los diferentes fabricantes¹³.

- Se recomienda el uso de tornillos con recubrimiento de oro debido a que existe una razón importante y es que la superficie del recubrimiento mejoró la interacción de contacto del tornillo con la superficie del pilar, que por lo tanto han demostrado que resisten mejor las fuerzas durante las pruebas mecánicas y el uso de un doble tornillo en la prevención del aflojamiento del tornillo del pilar^{2,12,16}.

- 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 en gran medida la tensión en el tornillo, disminuyendo efectivamente la pérdida de torque y manteniendo la estabilidad de la conexión implante-pilar, que se puede combinar con el uso de un doble tornillo en la prevención del aflojamiento del tornillo del pilar ya que exhibieron valores altos de post carga en las diferentes conexiones^{16,31,26,33}.
- 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 y a influir en la estabilidad del tornillo pasante que es considerado el eslabón más débil de todo el componente. Yilmaz y col. 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. De manera similar, los resultados de este estudio sugieren que, 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. Esto se debe al desplazamiento axial que se produjo después del torque y su efecto sobre la oclusión y los contactos proximales^{2,19,33, 34}.
- 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 lubricante¹⁶.
- 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 implantes³⁵.

CONCLUSIONES

- Se dieron a conocer las características físicas, morfológicas y mecánicas de los tornillos pasantes en las restauraciones sobre implantes, sabiendo que es parte integral en la estabilidad de la conexión y que 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, el efecto de sedimentación 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 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 sedimentación, micro movimiento vibratorio, flexión y fatiga excesiva.

- De acuerdo con lo evaluado en la literatura existen aspectos claves para evitar el aflojamiento del tornillo pasante, dentro de los cuales encontramos que podemos concluir: 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 Cantiliver 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.)^{36,37,38,39}.

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 implantosoportadas.

6. BIBLIOGRAFÍA

1. Alonso-Pérez R, Bartolomé JF, Ferreiroa A, Salido MP, Pradiés 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. 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
 11. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1):76–94.
 12. 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.
 - 13 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
 - 14 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
 - 15 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

16 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

17 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.

18 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.

19 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

20 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

21 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.

22 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. 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.

24. 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.
25. 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.
26. 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.
27. 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.
28. 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.
29. 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.
30. 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.
31. 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.
32. 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

33. 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.
34. 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
35. 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
36. 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.
37. 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.
38. Hotinski E, Dudley J. Abutment screw loosening in angulation-correcting implants: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2019;121(1):151–5.
29. Igarashi K, Afrashtehfar KI. Clinical assessment of fractured implant abutment screws: The Bernese silicone replica technique. *J Prosthet Dent.* 2018;119(5):717–9